

Vergleichende Untersuchung manueller und maschinell
unterstützter Aufbereitungsmethoden am gekrümmten
Wurzelkanal

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Slaven Crnic

geboren am 13.12.1971 in Frankfurt a/M

Gutachter

1. _____

2. _____

3. _____

Tag der öffentlichen Verteidigung: _____

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	1
2. Einleitung	3
2.1 Die Entwicklung der Wurzelkanalbehandlung	3
2.2 Primäre Ziele	4
2.3 Anatomie	8
2.4 Instrumente	10
2.5 Die Bewertung maschineller Aufbereitungshilfen in der Literatur	14
2.5.1 Alternierend rotierende Arbeitsweise	14
2.5.2 Permanent rotierende Antriebe mit Instrumenten aus Nickel-Titan	16
2.5.3 Aufbereitungssysteme auf der Grundlage der feilenden Arbeitsweise	18
2.6 Stellenwert der Drehmomentbegrenzung	19
2.7 Die Problematik der Methodik in Untersuchungen zur Wurzelkanalaufbereitung	19
2.8 Krümmungswinkel	20
2.9 Arbeitssicherheit	21
3. Zielstellung	21
4. Material und Methoden	22
4.1 Motoren und Winkelstücke	22
4.2 Feilen	24
4.3 Hilfsmittel	27
4.4 Statistische Auswertung	28
4.5 Die Untersuchung	28
4.5.1 Aufbau der Versuchsreihen	30
4.5.2 Die Aufbereitung der Wurzelkanäle	33
4.6 Auswertung	37
4.6.1 Messung des Materialabtrags	38
4.6.2 Messung des Krümmungswinkels	39
4.6.3 Messung der Arbeitslänge	40
4.6.4 Messung der Aufbereitungszeit	40
4.6.5 Erfassung der Arbeitssicherheit	40

5. Ergebnisse	41
5.1 Winkelveränderungen	41
5.2 Arbeitslänge	42
5.3 Aufbereitungszeit	44
5.4 Veränderung der Kanalform	45
5.4.1 Präparationsfehler und Arbeitssicherheit	45
5.4.2 Materialabtrag an Innen- und Aussenkurvatur	47
6. Diskussion	58
6.1 Kunststoffblöcke und extrahierte Zahnwurzeln	59
6.2 Krümmungswinkel	59
6.3 Arbeitslänge	60
6.4 Aufbereitungszeit	62
6.5 Präparationsfehler und Arbeitssicherheit	64
6.6 Veränderung der Kanalform	66
6.7 Drehmomentbegrenzte Rotation	68
6.8 Stellungnahme der DGZ/DGZMK	68
7. Besprechung der einzelnen Systeme	69
8. Schlussfolgerungen	72
9. Literatur- und Quellenverzeichnis	73
10. Anhang	84

1. Zusammenfassung

Der Gegenstand dieser Arbeit ist eine vergleichende Untersuchung von vier verschiedenen Methoden zur maschinell unterstützten Aufbereitung bei standardisierten Wurzelkanälen im Kunststoffblock sowie Wurzelkanälen extrahierter menschlicher Zähne mit einer Krümmung von $>25^\circ$ (nach Schneider, 1971), jeweils unter Berücksichtigung der angestrebten Idealform als Maßstab. Es sind dies : **Endo-Lift** Safety-Handpiece **M4** mit **Safety Hedström Files** (Kerr, Karlsruhe, Germany); **TC-Motor 3000** (Nouvag, Goldach, CH) mit Nickel-Titan Feilen **ProFile** (Maillefer Dentsply, Ballagues, CH); **Endo-Stepper** (S.E.T., Olching, Germany). mit Nickel-Titan Feilen **ProFile** (Maillefer Dentsply, Ballagues, CH); **K3endo** System (Kerr, Karlsruhe, Germany). Die verschiedenen Varianten maschinell betriebener Aufbereitungssysteme wurden untereinander und mit der **manuellen Aufbereitung** mittels **K-Flexofiles** (Edelstahlinstrument mit nicht schneidender Spitzengeometrie) als Standard verglichen. Dabei sollen Aussagen bezüglich der Veränderung der Morphologie des Wurzelkanals durch die Aufbereitung und eventuell auftretender Arbeitslängenverluste getroffen werden. Im Rahmen der Arbeitssicherheit wurde die Bruchgefahr maschinell betriebener Feilen unter besonderer Beachtung drehmomentbegrenzter Antriebe erfasst. Zur Beurteilung der Effektivität der Aufbereitungssysteme wurde unter anderem auch die Aufbereitungszeit hinzu gezogen. Alle Parameter wurden für die Aufbereitung im Kunststoffblock sowie für extrahierte Zähne bewertet.

Für die Untersuchung am simulierten Kanal wurden 50 Kunststoffblöcke in 5 Gruppen (Gruppe A bis Gruppe E) à 10 Prüfkörper aufgeteilt und jeweils einer Aufbereitungsmethode zugeteilt.

Für die Untersuchung an Wurzeln extrahierter menschlicher Zähne wurden insgesamt 83 separierte Wurzeln im Kunststoffblock vorbereitet. Kanäle mit zu großem Durchmesser oder mit ungeeigneter Anatomie (S-förmiger Kanalverlauf, erweitertes apikales Delta) wurden aussortiert. Im Anschluss wurden 50 Kanäle ausgewählt und wahllos in 5 Gruppen (Gruppe V bis Gruppe Z) à 10 Prüfkörper aufgeteilt.

Die Aufbereitungstechniken der maschinellen Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel-Titan Feilen (ProFile, K3endo) orientierten sich an den Angaben der Feilenhersteller. Als Aufbereitungsmethode für das M4-Winkelstück mit Safety Hedström Files wurde die „Step-Back“-Technik mit entsprechend der Kanalkrümmung vorgebogenen Feilen verwendet. Die Handaufbereitung erfolgte mit der "Ballanced-Force" Technik.

Alle Probekörper wurden vor und nach der Aufbereitung digital geröntgt und zur Auswertung auf DIN A4-Größe ausgedruckt. Der Materialabtrag wurde gesondert für die Innen- und die Außenkrümmung gemessen.

Die Aufbereitungsbedingte Abnahme des Krümmungswinkels wurde bei allen Aufbereitungsarten beobachtet. In der Versuchsreihe mit extrahierten Zahnwurzeln waren die Stahlinstrumente mit einer durchschnittlichen Winkelverkleinerung von 4,83° (Handaufbereitung/K-Flexofile) und 6,22° (Endolift M4/Safety Hedström Files) den Nickel-Titan-Instrumenten mit 1,98° (Endo-Stepper/ProFile), 2,38° (TCM 3000/ProFile) und 3,06° (K3endo) unterlegen. Bei den simulierten Kanälen im Kunststoffblock konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Bezüglich des Arbeitslängenverlustes konnte sowohl bei den simulierten Kanälen im Kunststoffblock als auch bei den Wurzeln extrahierter Zähne zufrieden stellende Ergebnisse erreicht werden. Die Werte schwanken zwischen 0,08mm (K3endo) und 0,37mm (Endolift M4/Safety Hedström Files).

Bei der Erfassung der benötigten Aufbereitungszeit unterlag der Endolift M4/Safety Hedström Files wegen des Vorbiegens der Feilen in beiden Versuchsreihen allen anderen Techniken. Am simulierten Kanal im Kunststoffblock wurde die schnellste Aufbereitung mit der Hand (K-Flexofile/5,0min) durchgeführt. Für die Behandlung an extrahierten Zahnwurzeln wurden mit dem K3endo System die besten Werte erzielt (5,41min).

Die Beurteilung der Arbeitssicherheit beinhaltete die Erfassung von Präparationsfehlern (Zip, Ellbow, Kanalblockierungen, Via Falsa) sowie Feilendeformationen und Feilenbrüche. Die Ergebnisse dieser Studie lassen den Schluss zu, dass der Endo-Stepper mit ProFile im Bezug auf die Häufigkeit des Vorkommens von Präparationsfehlern und Feilendeformationen bzw. Feilenbrüchen den übrigen hier untersuchten Aufbereitungsarten überlegen ist. Trotz drehmomentbegrenzter Antriebe wurden bei den maschinell betriebenen Nickel-Titan Feilen in beiden Versuchsreihen Feilenbrüche beobachtet.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die besten Ergebnisse bezüglich der Beibehaltung des ursprünglichen Kanalverlaufs mit dem K3endo-System erreicht. Dem gegenüber zeigte die Aufbereitung mit dem Endolift M4 und Safety Hedström Files eine deutliche Verlagerung der ursprünglichen Kanalform vor allem im mittleren Drittel. Die Handaufbereitung mit K-Flexofeilen zeigte ebenfalls eine Verlagerung der ursprünglichen Kanalform, erreichte aber insgesamt noch zufrieden stellende Ergebnisse

2. Einleitung

2.1 Die Entwicklung der Wurzelkanalbehandlung

Die Endodontie ist derjenige Zweig der konservierenden Zahnheilkunde, der sich mit Form, Funktion, Gesundheit, Prävention und Behandlung der Erkrankungen der Pulpa und periradikulären Gewebes beschäftigt.

Der wohl früheste Versuch, eine Pulpaerkrankung zu behandeln findet sich in alten chinesischen Schriften 4000 Jahre v. Chr., wonach mit Arsen die Schmerzstillung angestrebt wurde (Wolter, 1955). Frühe Versuche, die über die Behandlung des koronalen Pulpacavums hinausgehen, finden sich bei Falcucci (1357-1411), welcher feine, mit Wolle umwickelte Nadeln, die in narkotisierende Substanzen getaucht wurden, tief in die Wurzelkanäle einführte. Die Entfernung infizierten Gewebes mit Erweiterung des Wurzelkanals wurde 1786 von Bedmore beschrieben. Das Verdienst, das erste Aufbereitungsinstrument entwickelt zu haben, wird jedoch Edward Maynard (1838) zugeschrieben. Er verwendete Klavierseiten und feine Uhrfedern, welche er zu einer Reibahle umfeilte und so eine Art Exstirpationsnadel schuf (Bellizzi und Cruise, 1963; Strübig, 1989).

Da die manuelle Wurzelkanalaufbereitung mühsam und zeitaufwendig war, dauerte es nicht lange, bis erste maschinell betriebene Aufbereitungssysteme entwickelt wurden, welche die Arbeit erleichtern sollten. 1892 erwähnt Oltmare die Verwendung maschinell betriebener Hilfsmittel zur Wurzelkanalbehandlung (Diez, 1983). Es waren damals noch reine Stahlnadeln, die mit konventionellem Motor betrieben wurden.

Als Erfinder des ersten speziellen Endodontie-Winkelstückes gilt William Rolins (1889). Um Brüche der dünnen und damals recht starren Nadeln zu verhindern war die Umdrehungszahl auf 100U/min reduziert. Der Durchbruch maschinell unterstützter Kanalaufbereitung gelang erst 1958 mit der Einführung des Racer-Feilkopfes durch Binder (1958) und 1964 mit der Vorstellung des Giromatic-Winkelstücks. Die Arbeitsweise der bis dahin benutzten Endodontie-Winkelstücke bestand in starren Dreh- und/oder Hubbewegungsabläufen (Hülsmann, 1993). 1984 folgten Entwicklungen mit modifizierten Bewegungsabläufen (Canal Finder System nach Levy) und des weiteren Systeme, basierend auf Ultraschall, Schallvibration, bis hin zur Verwendung von Lasersystemen.

Die Endodontie entwickelte sich parallel mit der Materialforschung und dem Erfindungsreichtum Einzelner bis zu den heutigen, kaum noch zu überblickenden Möglichkeiten der Aufbereitung, Reinigung und Füllung der Wurzelkanäle. So werden heute die Erfolgsaussichten einer endodontischen Therapie längerfristig betrachtet je nach Ausgangssituation mit 80% und mehr angegeben (Inzisivi ca. 80% , Molaren ca. 90%) (Kerekes und Tronstad, 1979; Schmalz, 1990).

2.2 Primäre Ziele

Die primären Ziele der Wurzelkanalbehandlung sind die Schmerzbefreiung bei akuten Pulpitiden und akuten apikalen Prozessen sowie die langfristige Erhaltung des erkrankten Zahnes als funktionsfähige Kaueinheit. Beides setzt die möglichst umfassende Aufbereitung, Reinigung, Desinfektion und Obturation des morphologisch häufig äußerst komplexen Wurzelkanalsystems voraus. Bei richtiger Indikationsstellung und regelrechter Durchführung ist die endodontische Behandlung die letzte Möglichkeit zur Erhaltung eines natürlichen Kauorgans bis an das Lebensende (Kettler, 1984).

Aufbereitung

Der entscheidende Schritt einer erfolgreichen Wurzelkanalbehandlung ist die möglichst exakte Aufbereitung des Wurzelkanalsystems. Jedoch ist mit Sicht auf den Langzeiterfolg eine kumulative Wirkung von Instrumentation, Desinfektion und Obturation anzustreben.

Noch immer ist die Aufbereitung des Wurzelkanals der schwierigste und arbeitsaufwendigste Abschnitt einer endodontischen Behandlung. Von Pichler (1930) wurde der Grundsatz formuliert: „Nicht so wichtig ist das, was man in den aufbereiteten Wurzelkanal hineinfüllt, sondern, was man aus ihm herausholt“.

Nach Schilder (1974) und Weine et al. (1975) ist eine optimale biomechanische Wurzelkanalaufbereitung dann erreicht, wenn sich der kleinste Durchmesser des aufbereiteten Kanals an der apikalen Zement-Dentin-Grenze (foramen physiologicum) befindet ohne die apikale Konstriktion aufzuheben und sich unter Beibehaltung des ursprünglichen Verlaufs nach koronal gleichmässig erweitert. Diese Vorgaben sind bei geraden Wurzelkanälen, wie sie bei den Inzisivi vorkommen, noch relativ leicht zu

erreichen. Gekrümmte Kanäle, die bei Prämolaren und Molaren fast immer anzutreffen sind, verlangen vom Zahnarzt sowie vom verwendeten Material höchste Ansprüche. Untersuchungen von Pineda und Kuttler (1972) ergaben, dass nur etwa 3% aller Kanäle vollkommen geradlinig verlaufen. Die meisten Wurzelkanäle zeigen eine relative Krümmung, die zu 85% im apikalen Drittel gelegen ist.

Zu beachten sind bei der Aufbereitung der Wurzelkanäle hauptsächlich vier Faktoren (Winkler, 1996):

1. Anatomie des Endodonts
2. endodontische Techniken
3. Eigenschaften der verwendeten Instrumente
4. individuelle Fähigkeit des Zahnarztes

Da die Anatomie des Endodonts nicht und der Trainingszustand des Zahnarztes nur durch Übung und Erfahrung beeinflusst werden können, ist die Wahl der Instrumente und der dazugehörigen Techniken wichtig.

Anforderung

Für den dauerhaften Erfolg einer Wurzelbehandlung stellt der vollkommene Verschluss des Wurzelkanalsystems mittels einer dreidimensionalen und biokompatiblen Füllung, eine wesentliche Voraussetzung dar.

Er lässt sich weiterhin nur durch die vorhergehende Erweiterung bis mindestens zur Größe ISO 40 (Ram, 1977) und die anschliessende Desinfektion des Kanals erreichen, wobei gekrümmte Wurzeln eine besondere Schwierigkeit darstellen.

Das primäre Problem der Kanalaufbereitung in gekrümmten Wurzeln ist die ungleichmässige Bearbeitung der Kanalwände mit daraus resultierender Begradigung des Verlaufs, Perforationen, Verkürzung der Arbeitslänge und unvollständige Entfernung eventuell infizierten Gewebes (s. Abb: 1).

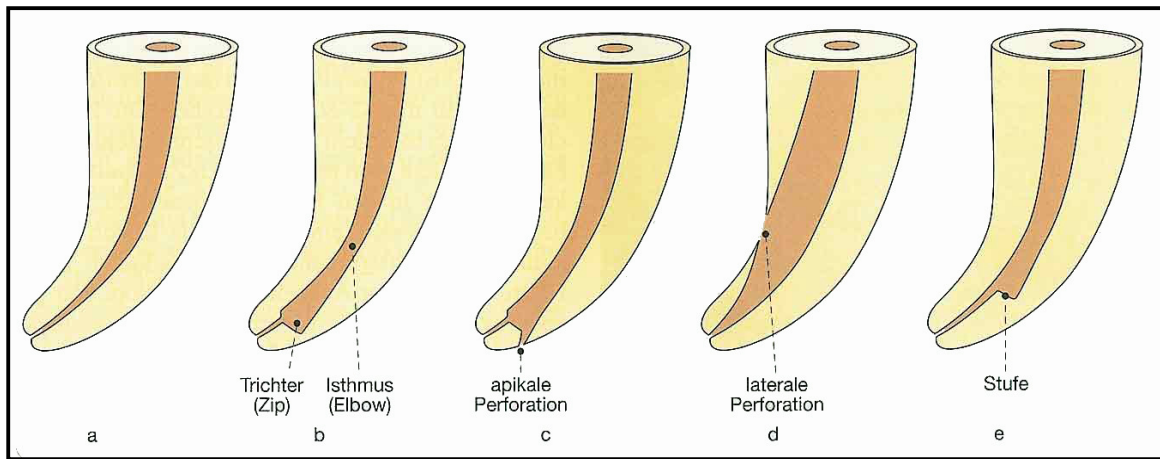


Abb. 1: Fehler bei der Wurzelkanalaufbereitung (nach Weine et al. 1975)

- | | |
|---|----------------------|
| a. präoperativer Verlauf des Wurzelkanals | d. strip-Perforation |
| b. Zip/Elbow | e. Stufenbildung |
| c. apikale Perforation | |

Verantwortlich dafür ist, dass das Wurzelkanalinstrument durch die Kanalkrümmung eine Biegebeanspruchung erfährt. Das Instrument liegt dann in verschiedenen Abschnitten des Kanals verschieden stark an den Kanalwänden an, wodurch nach der Bearbeitung gemäss dem Newtonschen Axiom: „actio=reactio“ eine unerwünschte Veränderung des Kanallaufes resultiert (Herrmann, 1998).

Kipshagen (1984) geht davon aus, dass durchschnittlich 30% des Kanals ganz unbearbeitet bleiben. Unbearbeitete Abschnitte im Kanal werden als die Hauptursache fehlgeschlagener Wurzelkanalbehandlungen angesehen (Weine et al., 1975; Sundquist, 1976; Abott, 1990).

Geht man vom Fall einer Pulpanekrose aus, kann das Dentin der apikalen Wurzelanteile bis 0,5 mm, der mittleren bis 1,0 mm und der koronalen Anteile bis 1,2mm bakteriell befallen sein (Petschelt, 1989). Wenn der Wurzelkanal optimal aufbereitet werden soll, stellt sich zwingend die Forderung, alle Anteile der Wurzelwand gleichmäßig zu bearbeiten. Was als theoretischer Idealfall gilt, lässt sich bei gekrümmten Wurzeln praktisch niemals erreichen. Das Ziel aller Aufbereitungstechniken und Systeme ist, sich dem Ideal so weit wie möglich zu nähern.

Es besteht weitgehend Einigkeit darüber, daß unabhängig von den verwendeten Instrumenten und Techniken folgende Kriterien bei der Aufbereitung erfüllt werden sollen:

- vollständige Bearbeitung der Wurzelkanalwand
- Erhalt der apikalen Konstriktion
- möglichst glatte Wurzelkanalwand
- möglichst keine Auflagerungen (z.B. Dentinspäne)**
- kein Überpressen von Dentinspänen und Gewebsresten in den Periapex*
- möglichst zeitsparende Aufbereitung
- geringe Instrumentenbruchgefahr (hohe Arbeitssicherheit)
- Einsatz in geraden und gekrümmten Kanälen
- keine Formabweichung vom ursprünglichen Kanalverlauf

Überstopfen von Debris*

Für den Heilungsverlauf scheint es wesentlich zu sein, daß während der Präparation möglichst wenig Dentinspäne und infizierter Kanalinhalt über das Foramen in den periapikalen Raum gepresst werden. Andererseits wird vereinzelt empfohlen, nach einer Pulpektomie den Apex während der Aufbereitung im Sinne einer autologen Dentinplastik mit Dentinspänen zu verblocken (Mayer, 1949, 1955; Tronstad, 1978; Oswald und Friedmann, 1980; Petersson et al., 1982).

Smear layer**

Es kommt bei allen Aufbereitungstechniken zur Ausbildung einer Schmierschicht (smear layer). Diese vornehmlich aus zermahlenem Dentin (Debris), Prädentin sowie aus Resten des Pulpagewebes und der Odontoblastenfortsätze (beim Zahn mit infizierter Pulpa lassen sich auch Bakterien nachweisen) bestehende Schicht liegt in einer dünnen Lage der Wurzelkanalwand auf und verbolzt im Schnitt 5µm tief die Dentinkanälchen (Petschelt, 1989; Koçkapan, 1995). Dies hat zur Folge, dass Bakterien in der Schmierschicht und in den Dentintubuli verbleiben und sich dort wieder vermehren können. Es entsteht weiterhin eine partielle Diffusionsbarriere für antibakteriell wirkende Pharmaka, die auch das Eindringen des Sealers in die Dentintubuli erschwert. Es wird allerdings kontrovers diskutiert, ob eine Entfernung der Schmierschicht überhaupt Vorteile bringt. Befürchtet wird eine Reinfektion nicht verbolzter Dentintubuli (Koçkapan, 1995). Trotzdem wird das Ausmaß an verbliebener Schmierschicht und Debris übereinstimmend als Maßstab für die Fähigkeiten

bestimmter Instrumente und Techniken zur Reinigung des Wurzelkanalsystems verwendet.

2.3 Anatomie

Eine erfolgreiche endodontische Behandlung setzt genaue Kenntnisse der Wurzelkanalanatomie voraus. Ende des 19. und zu Beginn des 20. Jahrhunderts belegten Autoren, dass die Kanäle der Wurzeln keine sich gleichmäßig verjüngenden Hohlräume sind, sondern vielmehr filigranen Netzwerken ähneln (Mühlreiter, 1870; Fischer, 1907). Der Kanalquerschnitt ist nur selten rund und weist meistens unregelmäßige, schwer zu instrumentierende Ausbuchtungen, Nischen und Spalten auf. Eine Aufgabelung des Hauptkanals in mehrere kleinere Kanäle oder feine Verbindungen zwischen zwei Kanälen ist ebenfalls möglich. Aufgrund mannigfaltiger Formen, insbesondere bei Prämolaren und Molaren, wird häufig anstelle des Begriffs "Wurzelkanal" treffender von "Wurzelkanalsystem" (Abb.: 2) gesprochen (Heidemann, 2001).



Abb. 2: aus Zahnschliffen in 50:1-Vergrößerung nach W.Meyer (1955), Göttingen, hergestellte Modelle der Wurzelkanalanatomie der Apikalregion.

links: Oberkieferprämolare
rechts: Oberkiefermolar

Neben der Variabilität der Kanalanzahl und der Querschnittsform ist, wie von Meyer (1955) beschrieben, vor allem die Apikalregion ein höchst komplexes, dreidimensionales Kanalsystem mit zahlreichen Seitenästen, Buchten und Nischen, blind endenden Divertikeln und Anastomosen der einzelnen Kanäle untereinander. Neben dem foramen apicale, der Hauptöffnung des Wurzelkanals, findet man deshalb häufig mehrere kleinere Ausgänge (Thoden van Velzen et al., 1988) (Abb. 3).



Abb. 3: Wurzelapex mit mehreren Ausgängen

Zusätzlich zu der deltaförmigen Aufgliederung des Wurzelkanals im apikalen Bereich findet man auch im

koronalen und mittleren Drittel akzessorische Kanäle, die in Verbindung mit der äußeren Oberfläche der Wurzel stehen. Man unterscheidet zwischen lateralen oder Seitenkanälen, die meist horizontal den Wurzelkanal verlassen und in etwa 70% aller Zähne vorkommen und den Furkationskanälen, welche vom Boden des Kronenkavums ausgehend in der Furkation münden und zu 25-65% bei allen bleibenden Zähnen zu finden sind (Heidemann, 2001).

So ist eine vollständige, rein instrumentelle Keimeliminierung nur selten möglich, sondern bestenfalls mit einer chemisch-medikamentösen Desinfektion des Endodonta zu erreichen.

Die ersten 3mm dieses apikalen Bereiches spielen bei der endodontischen Aufbereitung eine ausschlaggebende Rolle und werden auch als "kritische Zone" bezeichnet (Beer und Baumann, 1997). Der eigentliche Apex, eine Verbindung zwischen Pulpa und dem Gesamtorganismus, läßt sich in verschiedene Abschnitte unterteilen. Das physiologische Foramen ist die engste Stelle des Wurzelkanals und bezeichnet die Zement-Dentin Grenze. Wie bereits erwähnt sollte sich die Wurzelkanalaufbereitung bis zu dieser Grenze ausdehnen ohne sie aufzulösen (Schilder, 1974; Weine et al., 1975; Thoden van Velzen et al., 1988; Heidemann, 2001). In diesem auch als endodontischen Apex bezeichneten Bereich (Kreter und Panthke, 1979) geht das Pulpagewebe in ein apikales Mischgewebe, bestehend aus Pulpagewebe und periodontalem Bindegewebe, über. Im letzten Abschnitt erweitert sich der Wurzelkanal trichterförmig zum Foramen apicale. Auf der für eine Wurzelbehandlung notwendigen Röntgenfilmaufnahme ist die Wurzelspitze als röntgenologischer Apex definiert. (Abb. 4)

Da die Wurzel im apikalen Bereich häufig gekrümmt ist, stimmt der röntgenologische Apex selten mit dem Foramen apicale überein. Auf der Basis histologischer Studien wird deshalb die Lage des Foramen physiologicum 1-1,5mm vor dem röntgenologischen Apex definiert, um die empfohlene Aufbereitungsgrenze festzulegen. Zusätzlich muß beachtet werden, daß mit

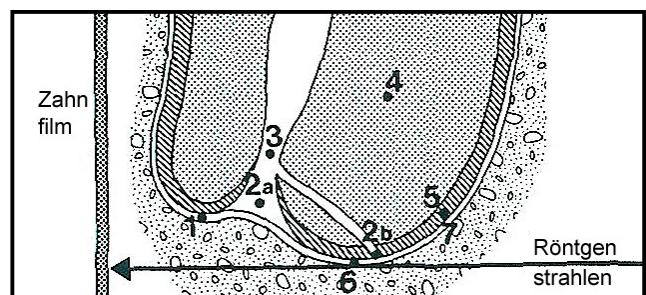


Abb. 4: Apex (nach Beer und Baumann, 1997)

- 1: apikales Desmodont
- 2a: zentrales Apikalforamen
- 2b: periphares Apikalforamen
- 3: Foramen Physiologicum
- 4: Dentin
- 5: Zement
- 6: röntgenologischer Apex
- 7: Alveolarknochen

zunehmendem Alter die Zementschicht um die Wurzelspitze immer dicker wird und somit die Entfernung des foramen physiologicum zum röntgenologischen Apex zunimmt. Bei einer Parodontitis apicalis kann durch Resorption der Zahnhartsubstanz an der Wurzelspitze die apikale Konstriktion aufgehoben werden. Auch in diesen Fällen muß die endodontische Arbeitslänge kürzer gewählt werden.

2.4 Instrumente

Instrumente zur Wurzelkanalaufbereitung lassen sich primär in zwei Gruppen unterteilen: Instrumente mit umlaufender Schneide und Instrumente ohne Schneiden (Raspeln und diamantierte Instrumente). Bei der manuellen Wurzelkanalaufbereitung sind die einst häufig verwendeten Raspeln heute bedeutungslos geworden. Außer bei Schallvibrations- und Ultraschallsystemen, wo diamantierte Instrumente bzw. z. T. noch Raspeln zum Einsatz kommen, werden heute fast ausschließlich Instrumente der ersten Gruppe verwendet. Diese Instrumentengruppe läßt sich in drei weitere Gruppen unterteilen:

- Reamer
- K-Feilen
- Hedströmfeilen

Bei diesen Instrumenten liegt der Unterschied zum einen im Herstellungsverfahren und zum anderen im Winkel zwischen der Schneide und der Instrumentenlängsachse (Schneidekanten-, Neigungs-, Drallwinkel).

Der Schneidekantenwinkel determiniert die Arbeitsbewegung, bei der die Instrumente am effektivsten Material entfernen (Hoppe und Heinsen, 1983). So sind die K-Feilen und Reamer mit einem Schneidekantenwinkel von 25° - 40° bzw 10° - 30° am effektivsten mit der drehend-schabenden Arbeitsweise. Hedströmfeilen hingegen, mit einem Schneidekantenwinkel von 60° - 65° , entfernen am effektivsten Material bei der linearen, feilenden Arbeitsweise.

K-Feilen und Reamer werden durch Verdrillung eines Drei- oder Vierkantstahl- Rohlings in ihre endgültige Form gebracht. Hedströmfeilen werden direkt aus einem konischen Rundstahl-Rohling gefräst. Dieser Unterschied im Herstellungsverfahren ist neben dem geringeren Kerndurchmesser ein wesentlicher Grund für das gegenüber Reamern und

K-Feilen bei Hedströmfeilen deutlich erhöhte Risiko einer Torsionsfraktur (Platzer und Sedelmeyer, 1993).

Ein weiteres Merkmal der Instrumente ist der Spanraum. Er bezeichnet den Raum, der bei einem um den Querschnitt des Instruments gelegten Kreis nicht vom Instrumentenquerschnitt eingenommen wird (siehe Abb. 5). Im Spanraum sammelt sich das während der Bearbeitung abgetragene Wurzelkanalmaterial. Je mehr Material der Spanraum aufnehmen kann, desto geringer ist die Gefahr einer Verblockung des Kanals.

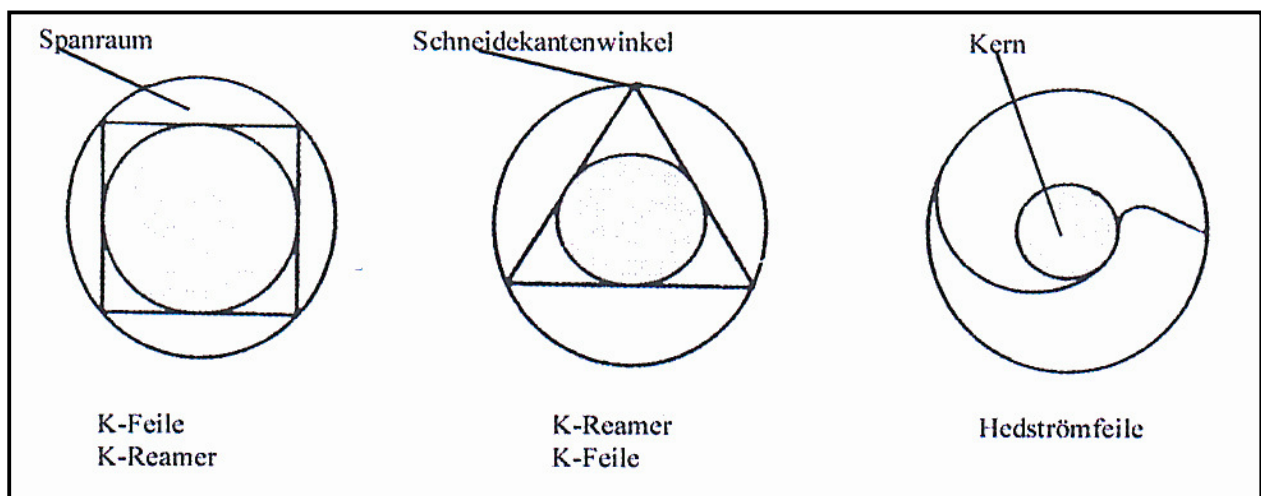


Abb. 5: Spanraum verschiedener Instrumente

Der Kerndurchmesser ist, wie schon erwähnt, für die Stabilität des Instruments verantwortlich. Bei K-Feilen und Reamern ist wegen der erhöhten Bruchgefahr niedriger ISO-Größen der Querschnitt oft quadratisch, um Stabilität zu gewährleisten, bei höheren ISO-Größen dagegen dreieckig, um die Flexibilität dieser Instrumente sicherzustellen (Schäfer et al., 1994). Die in der ISO-Norm festgelegten Kennzeichen für K-Feilen (Viereck) und Reamer (Dreieck) sind also nicht immer eine Darstellung des Querschnittes.

Von der Industrie werden auch flexible Instrumente aus Edelstahl angeboten. Diese Instrumente weisen ein um 20-40% geringeres Biegemoment als herkömmliche Instrumente aus Edelstahl auf und tragen dementsprechend Namen wie Flexicut-File (Antaeos, D- München), Flexofile, Flexoreamer (Maillefer, CH Ballaguies), Flex-R-File (Union Broach, USA-New York) und K-Flex-File (Kerr, D-Karlsruhe). Briseño (1992) verglich 1992 herkömmliche mit flexiblen Edelstahlinstrumenten (hier: Flexicut Flexoreamer). Mit den flexiblen Instrumenten gelang eine bessere Aufbereitung und es resultierte ein besserer Erhalt des Kanalverlaufs.

Die wesentliche Neuerung der vergangenen Jahre war die Einführung maschinengetriebener Wurzelkanalinstrumente aus Nickel-Titan. Die als Nitinol bezeichnete Legierung wurde 1962 in einem Labor der US-Amerikanischen Marine (US-Naval Ordnance Laboratory, Silver Spring, USA) erfunden. Es wurde nach einem antimagnetischen Metall mit enormer Härte und Korrosionsfestigkeit gesucht. Nitinol wurde zuerst in U-Booten verwendet (NITINOL = **N**ickel, **T**itan, **N**aval **O**rdnance **L**aboratory/Silver Spring, USA). Das Biegemoment ist im Vergleich zu Chrom-Nickel-Stahl um ca. 1/5 geringer. Der Werkstoff Nickel-Titan ist von kieferorthopädischen Drähten in die Endodontie übernommen worden und soll besonders für gekrümmte Kanäle besser geeignet sein als herkömmliche Edelstahlinstrumente (Himmel und Ahmed, 1993). Die derzeit erhältlichen Instrumente aus Nickel-Titan für den permanent rotierenden Antrieb lassen sich in drei Gruppen unterteilen (Tepel, 2000):

- Instrumente mit normkonformer Konizität; in der Regel vom Typ K-Feile, 0.02 Konizität, ISO-Größenstaffelung (z.B.: Mity Roto 360°/Mity, Ridgefield, CT, USA)
- Instrumente mit veränderter Konizität; variabel von 0.04 bis 0.12 (z.B.: McXIM, NiTi, Chattanooga, TN, USA / ProFile, Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, USA)
- Instrumente mit verkürztem Arbeitsteil; im Vergleich zur ISO-Norm verkürztes Arbeitsteil (z.B.: Lightspeed, Lightspeed Technology Inc., San Antonio, TX, USA / K3endo, Kerr, Karlsruhe, Germany)

(Konizität = Zunahme des Durchmessers der Feile pro Millimeter um 0,02mm \equiv 0.02, 0.04mm \equiv 0.04, ect.)

Seit 1994 werden zudem Instrumente aus einer Titan-Aluminium-Legierung unter dem Handelsnamen „Microtitane“ angeboten. Das Biegemoment rangiert zwischen Nickel-Titan und den flexiblen Edelstahlinstrumenten (Tepel, 1995).

Eine der wichtigsten Modifikationen der Instrumentengeometrie stellt die „Batt“-Spitze dar (Name abgeleitet von dem ebenfalls an der Spitze abgerundeten Batt-Bohrer; siehe.:Abb. 6).

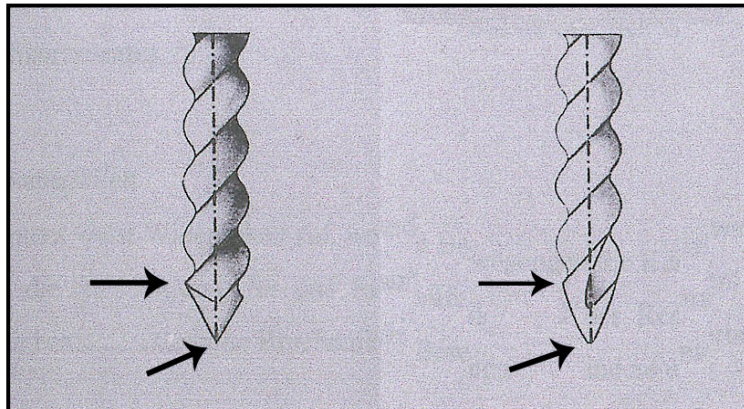


Abb. 6: Verschiedene Spitzengeometrien

links: konventionelle Spitzengeometrie einer K-Feile mit scharfer Schulter und Spitze (Pfeile)

rechts: modifizierte Spitzengeometrie "Batt-Spitze" mit abgeflachter Schulter und Spitze (Pfeile) (nach Schneider)

Herkömmliche Edelstahlinstrumente besitzen eine schneidende Spitze, auf die Präparationsfehler häufig zurückzuführen sind. Bei den flexiblen Edelstahlfleilen und Nickel-Titan-Feilen ist die Spitze abgerundet und somit nicht-schneidend. Derart modifizierte Instrumentenspitzen übernehmen eine „Führungsfunktion“ der Feile während der Aufbereitung. Die Spitze schneidet sich nicht mehr in die Kanalwand ein und verringert somit Präparationsfehler. Briseño (1992) und Tepel et al.(1995) bewiesen in ihren Studien, dass die Spitze des Instruments großen Einfluss auf die Kanalveränderung hat.

Wegen der sehr hohen Anforderungen an die Instrumente zur Wurzelkanalaufbereitung wurden 1974 mit Hilfe der Federation Dentaire Association (FDI), der World Health Organisation (WHO) und der American Dental Association (ADA) standardisierte ISO-Normen festgelegt. Diese Normen sichern eine einheitliche Qualität der Instrumente und normieren Form, Profil, Länge und Stärke des Instruments. Ferner legen sie die Werte für fertigungsbedingte Toleranzen, die Mindestanforderung an die mechanische Belastbarkeit, Symbole zur Bezeichnung der Art des Instruments, einen Farbcode zur Stärkebezeichnung und ein internationales Bestellnummernsystem fest.

Modifikationen

Von der Industrie werden zahlreiche Modifikationen der Aufbereitungsinstrumente angeboten. So entwickeln starre Feilen aus Stahl hohe Kräfte, denen man mit Vorbiegen entgegenwirken kann. Moderne Feilen aus Nickel-Titan sind hingegen sehr flexibel und folgen, durch die fast überall vorherrschende „Batt“-Spitze, dem Kanalverlauf von selbst, besitzen jedoch ebenfalls, wenn auch geringere Rückstellkräfte und eine geringere Stabilität. Sie sind für permanent rotierende Systeme besser geeignet.

Eine manuelle Modifikation der Arbeitsschneiden ist auch eine Möglichkeit, auf den Materialabtrag Einfluss zu nehmen. Es werden die konvexe Seite am apikalen Ende, die konkave Seite im mittleren Wurzelabschnitt und im koronalen Bereich wieder die konvexe Seite des Instruments abgestumpft. So wird versucht die Rückstellkräfte zu kompensieren. Eine industriell angebotene Problemlösung stellen die Safety Hedström Files von Kerr dar, welche über den gesamten Verlauf auf einer Seite abgeflacht sind. Eine Methode, welche sich nur vereinzelt durchgesetzt hat, ist das manuelle Herstellen von Zwischengrößen durch Kürzen der Instrumentenspitze. Derart unkontrollierte Veränderungen des Instrumentendesigns ergaben häufig eine Verlagerung des Kanalverlaufs (Herrmann, 1998). Der Vorteil industriell hergestellter Zwischengrößen wird hingegen teilweise durch die Fertigungstoleranz untereinander reduziert (Beer und Baumann, 1994).

2.5 Die Bewertung maschineller Aufbereitungshilfen in der Literatur

2.5.1 Alternierend rotierende Arbeitsweise (Giromatic-Prinzip)

Direkt nach der Markteinführung des Giromatic-Winkelstücks 1964 wurden bereits Untersuchungen zur Effektivität durchgeführt (das Giromatic-System zählt zu den am meisten untersuchten Systemen in der Literatur). Gausch (1965) bereitete 172 Wurzelkanäle an 90 Zähnen mit dem Giromatic-Winkelstück und feinen Reibahlen auf. Als positiv empfand er die rationelle Aufbereitung mit der maschinellen Hilfe, konnte aber ebenso wie Molven (1968) keinen Unterschied zur manuellen Aufbereitung mit Reibahlen feststellen. Harty und Stock (1974) untersuchten die Effektivität des Giromatic-Winkelstücks mit Raspeln und Hedströmfeilen. Sie konnten ebenfalls keinen

Unterschied bezüglich der resultierenden Kanalform zur manuellen Aufbereitung mit Hedströmfeilen feststellen. Nur die Aufbereitungszeit war bei maschinell betriebenen Instrumenten (Giromatic-Winkelstück) geringfügig geringer als bei manueller Anwendung. Klayman und Brilliant (1975) sowie Turek und Langeland (1982) führten Untersuchungen in vitro, im Tierexperiment sowie an zur Extraktion vorgesehenen menschlichen Zähnen durch. Die Aufbereitung erfolgte nach der von Clem (1969) beschriebenen „Step Back“ Technik. Das Giromatic-Winkelstück wurde mit Raspeln (Giromatic Reibahlen) und Hedströmfeilen (Giro-Feilen) verwendet. Die Handaufbereitung erfolgte mit K-Feilen. In beiden Arbeiten war die manuelle Aufbereitung hinsichtlich der Reinigung des Kanallumens der maschinellen überlegen. Zu ähnlichen Ergebnissen gelangten auch Abou-Rass und Jastrab (1982). Sie berichteten, dass die Aufbereitung mit dem Giromatic-Winkelstück mit Raspeln deutlich weniger Zeit in Anspruch nahm, das Aufbereitungsergebniss insgesamt nicht zufriedenstellend war. Die Kanalwände wiesen Rauigkeiten auf, ein Verlust der Arbeitslänge sowie Kanalverblockungen waren zu beobachten. Spyropoulos et al. (1987) bereiteten stark gekrümmte Kanäle in Kunststoffblöcken mit Tripel- und U-Feilen jeweils manuell und mit einem nach dem Giromatic-Prinzip arbeitenden Winkelstück auf. Die maschinelle Aufbereitung wies in diesem Fall insgesamt mehr Fehler auf als die manuelle. Ianno und Weine (1989) befassten sich mit der Formveränderung von Kanalverläufen in simulierten Wurzelkanälen nach Aufbereitung mit zwei verschiedenen Winkelstücken. Es waren dies das Giromatic-Winkelstück, das mit Giro-Files betrieben wurde und der ebenfalls mit reziproker Drehbewegung arbeitende Endolift M4, in dem K-Flex Feilen verwendet wurden. Das Ergebnis zeigte, dass mit dem Giromatic-Winkelstück bezüglich der Beibehaltung der ursprünglichen Kanalform, der Reinigungswirkung und der trichterförmigen Erweiterung des Kanaleingangs günstigere Ergebnisse resultierten. Die Autoren wiesen allerdings darauf hin, dass die festgestellten Unterschiede auch auf die verschiedenen Feilenarten zurückzuführen sind.

In der einschlägigen Literatur finden sich widersprüchliche Empfehlungen bezüglich maschineller Aufbereitungshilfen, die nach dem Giromatic-Prinzip arbeiten. Henricke (1966) sowie Frank (1967) empfehlen die maschinelle Aufbereitung nur zur initialen Eröffnung des Kanals. Die weiterführende Behandlung sollte manuell erfolgen. Aufgrund rein klinischer Erfahrung empfahlen einige Autoren, die Wurzelkanalaufbereitung ausschließlich mit einem Winkelstück nach dem Giromatic-Prinzip durchzuführen (Gaskell, 1981; Weisz, 1985). Sargenti (1979) sah den Vorteil der

reziproken Bewegung in der Aufbereitung des gekrümmten Kanalabschnitts. Hülsmann und Berzbach verglichen 1989 im Rahmen ihrer Studie den Endolift M4 (Reamer und Hedströmfeilen) mit dem Enac-Ultrasonic (Spezialfeilen), dem Canal-Finder-System (Spezialfeilen) und der Handaufbereitung (Reamer und Hedströmfeilen). Mit dem nach dem Giromatic-Prinzip arbeitenden Endolift M4 wurden die schlechtesten Ergebnisse registriert und weiterhin vier Feilenbrüche beobachtet. Die Autoren empfahlen, die Handaufbereitung als Standard anzusehen.

Guldener et al. (1989) schließlich vertraten die Meinung, dass die maschinelle Kanalaufbereitung mit Winkelstücken nach dem Giromatic-Prinzip überholt sei.

Aufgrund der Vielzahl der Untersuchungsmethoden lässt sich abschließend feststellen, dass eine endgültige Bewertung der Wurzelkanalaufbereitung nach dem Giromatic-Prinzip nicht möglich ist. Wie schon Ianno und Weine (1989) weisen auch andere Autoren darauf hin, dass es nicht zu differenzieren ist, ob die beobachteten Effekte auf die Oszillations- bzw. reziproke Drehbewegung oder auf die verwendete Feilenart zurückzuführen sind. Über die Kombination mit neueren Instrumenten, wie z.B. flexiblen Edelstahlinstrumenten mit abgerundeter Spitze, liegen bislang keine Untersuchungen vor.

2.5.2 Permanent rotierende Antriebe mit Instrumenten aus Nickel-Titan (Ni-Ti)

Zahlreiche Autoren untersuchten verschiedene Ni-Ti Feilen bei permanent rotierender Arbeitsweise. Esposito und Cunningham (1995) verglichen die Handpräparation mit konventionellen Edelstahlfeilen und Feilen aus Ni-Ti an natürlichen Zähnen. Die radiographischen Untersuchungen zeigten bei den Ni-Ti Feilen eine geringere Kanalverlagerung. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Short et al. (1996). Die von ihnen benutzten Ni-Ti Feilen zeigten untereinander keine Unterschiede (Lightspeed, McXim, ProFile). Tharuni et al. (1996) beschrieben die Effektivität von Lightspeed Instrumenten und herkömmlichen K-Feilen im simulierten Wurzelkanal. Auch hier war die Kanalverlagerung bei Anwendung von Ni-Ti Feilen geringer. Haller et al. (1994) fanden bei der Untersuchung von verschiedenen Ni-Ti Feilen und flexiblen Edelstahlinstrumenten, dass bezüglich der Verlagerung des Kanalverlaufs die permanent rotierenden Ni-Ti Feilen den Edelstahlfeilen überlegen sind. Auch andere Autoren kamen aufgrund ähnlicher Untersuchungen zu diesen Resultaten (Di Andreth et al., (1995); Gambill et al., (1996); Hornberger et al., (1996); Hülsmann, (2000).

Die Frakturhäufigkeit von Ni-Ti Feilen wird in der Literatur unterschiedlich bewertet. Waila et al. (1988) und Glosson et al. (1995) kamen zu dem Ergebnis, dass Feilen aus Ni-Ti weniger frakturgefährdet seien als Instrumente aus Edelstahl. Dies konnte von anderen Autoren nicht bestätigt werden (Tepel, 1994; Rowan et al., 1996). Eine Umfrage von Barkov und Lutz (1996) ergab, dass bei 76% der mit Ni-Ti Feilen arbeitenden Kollegen in der Schweiz mindestens ein Feilenbruch aufgetreten ist.

Dietz et al. (2000) untersuchten den Einfluss der Umdrehungsgeschwindigkeit auf die Frakturanfälligkeit von Ni-Ti Feilen. Die Untersuchungen wurden mit 150, 250 und 350 U/min durchgeführt und zeigten bei geringer Drehzahl proportional auch geringere Frakturgefährdung. Den Einfluss des Krümmungsradius der Wurzelkanäle auf das Instrument untersuchten Pruett et al. (1995). Es zeigte sich, dass bei stärkerer Krümmung die Frakturhäufigkeit zunahm. Die Materialermüdung aufgrund von häufiger Sterilisation der Instrumente im Autoklaven hat nach Herstellerangaben ebenfalls Einfluss auf die Arbeitssicherheit. Viele Herstellerfirmen und Autoren (u.a. Yared et al., 1999) empfehlen, die Ni-Ti Feilen im Gegensatz zu den Edelstahlfeilen nach ca. 10maligem Sterilisieren auszusondern, um die Gefahr von Feilenbrüchen zu minimieren. Bei Untersuchungen von Hilt et al. (2000) und Silvaggio und Hicks (1997) konnten allerdings nach 40maliger Sterilisation keine Unterschiede der Materialermüdung bei Ni-Ti Feilen und Edelstahlfeilen festgestellt werden. Es ist allerdings zu beachten, dass Nickel-Titan, verglichen mit Edelstahl, „weicher“ ist und die Schneidleistung dieser Feilen wesentlich schneller abnimmt (Schäfer et al., 1994). Dies führt zu erhöhten Reibungskräften während der Aufbereitung und begünstigt so verfrühte Feilenbrüche im Kanal. Der wichtigste Faktor bezüglich der Elastizität einer Feile ist die rein mechanische Beanspruchung im gekrümmten Zustand (Moprrison et al., (1989).

Shoha und Glickman (1996) untersuchten in ihrer Studie die Menge des über den Apex gepressten Materials bei der Anwendung von permanent rotierenden Systemen. Es zeigten sich keine Unterschiede zu der manuellen Aufbereitung.

2.5.3 Aufbereitungssysteme auf der Grundlage der feilenden Arbeitsweise

Racer-Winkelstück, Canal-Finder und Canal-Leader, KaVo 3LDSY, Endolift

Untersuchungen verschiedener Autoren zeigten, dass das primäre Problem bei der feilenden Arbeitsweise zum einen der Transport von Dentinspänen in Richtung des Apex ist und somit eine Verblockung entstehen kann und sekundär die Gefahr der Traumatisierung des apikalen Gewebes droht (Binder, 1958; Lange, 1961; Tschamer, 1961; Krämer et al., 1993). Röllinger et al. (1990) gaben an, dass bei der Aufbereitung mit dem Intra Endo Kopf KaVo 3 LDSY 80% der Kanäle eine Verblockung im apikalen Bereich aufwiesen. Positiv wird das Erschließen enger Kanäle mit dem Canal-Finder-Winkelstück beschrieben (Levi, 1984). Auf die Aufbereitung des Kanals bezogen gibt es sehr unterschiedliche Meinungen. Goldmann et al. (1987) stellten fest, dass die Beibehaltung des Kanalverlaufs mit dem Canal-Finder Winkelstück besser gelang als bei der manuellen Aufbereitung mit K-Feilen und Hedströmfeilen. Zwei Jahre später kamen Goldmann et al. (1989) bei der Untersuchung an menschlichen Zähnen und in Silikon gegossenen Kanälen jedoch zu dem Ergebnis, dass keine Unterschiede zur manuellen Aufbereitung auftreten. Nach Arbeiten von Sedell (1989) und Campos und Del Rio (1990) ist das Canal-Finder Winkelstück der manuellen Aufbereitung mit identischen Feilen nicht überlegen. Untersuchungen an Kunststoffkörpern von Hülsmann und Berzbach (1989) zeigten Mängel in der apikalen Formgebung. Tronstad und Niemczyk (1986) beobachteten dagegen bei der gleichen Versuchsanordnung weder am geraden noch am gekrümmten Kanal Präparationsfehler. Einstimmig kommen viele Autoren zu dem Schluss, dass das Canal-Finder-Winkelstück kein universelles Aufbereitungsinstrument darstellt und allenfalls zur Ergänzung der manuellen Aufbereitung eingesetzt werden kann. Hülsmann (1990a, 1990b, 1990c, 1993c) empfiehlt den Einsatz des Canal-Finder-Winkelstücks für folgende Situationen: Erschließen von engen Kanälen, initiale Erweiterung, Entfernung von Silberstiften und frakturierten Instrumenten.

2.6 Stellenwert der Drehmomentbegrenzung

Alle neueren Endodontieantriebsmotoren besitzen eine variable Drehmomentbegrenzung. Das Drehmoment ist neben der Stärke der Krümmung des Kanals und der Umdrehungszahl während der Aufbereitung ein wichtiger Faktor bei der Vermeidung von Feilenbrüchen. Untersuchungen von Gambarini (2000, 2001) zeigten eine Verbesserung der Arbeitssicherheit bei der Benutzung drehmomentbegrenzter Antriebsmotoren. Vergleichende Untersuchungen von winkelbegrenzten und drehmomentbegrenzten Verfahren zur Aufbereitung von geraden und gekrümmten Wurzelkanälen ergaben, unter dem Aspekt der Anwendbarkeit, die drehmomentbegrenzte Rotation als zukünftige Perspektive für die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung (Tepel, 2000).

2.7 Die Problematik der Methodik in Untersuchungen zur Wurzelkanalaufbereitung

Die Forderung nach weiteren Untersuchungen zur abschließenden Beurteilung maschineller Wurzelkanalaufbereitung stützt sich im Wesentlichen auf drei Gründe (Hülsmann, 2000):

1. Es werden häufig nur wenige Systeme oder Techniken miteinander verglichen
2. Die bekannten Studien untersuchen meist nur wenige Parameter (Formgebung, Begradigung des Kanalverlaufs, Aufbereitungszeit, Arbeitssicherheit, Reinigungswirkung, Überstopfung von Debris, etc.)
3. Die eingesetzten Untersuchungsmethoden sind zu vielfältig, so daß ein Vergleich der Resultate und Schlussfolgerungen unzulässig erscheint

Kunststoffmodelle und extrahierte Zähne

Kunststoffmodelle eignen sich wegen der standardisierten Geometrie besonders gut zur Beurteilung der Präparationsform und zur Ermittlung des Materialabtrags. Insbesondere die Ausbildung apikaler Präparationsfehler wie „Zip“ und „Ellbow“ oder Stufenbildung lassen sich an Kunststoffmodellen gut demonstrieren (Weine et al., 1976). Aufgrund der Transparenz ist eine optische Kontrolle während der Aufbereitung gegeben. Ahmad

(1989) und Tepel et al. (1993) wiesen in ihren Studien nach, dass die ermittelten Ergebnisse an Kunststoffblöcken bezüglich der Formgebung auf extrahierte Zähne übertragen werden können. Die Reinigungswirkung kann dagegen aufgrund des Fehlens von Weichgewebe und den anatomischen Besonderheiten extrahierter Zähne (Buchten, Seitenkanälchen, Dentintubuli, etc.) nicht an Kunststoffmodellen untersucht werden. Auch ist die Größe der abgehobelten Späne unterschiedlich. Kunststoffspäne verblocken den Kanal leichter und sind schwerer aus dem Kanal zu entfernen (Will, 1993). Die Mikrohärtigkeit von Dentin wird pulpanah mit $35-40 \text{ kg/mm}^2$, die von Kunststoffmaterialien mit $20-22 \text{ kg/mm}^2$ angegeben (Miserendino et al., 1988). Somit muss bei der Bearbeitung des natürlichen Wanddentins doppelt so viel Kraft aufgewendet werden.

Der Vorteil simulierter Kanäle im Kunststoffblock ist die Möglichkeit, standardisierte Untersuchungsbedingungen schaffen zu können. Dem gegenüber bieten extrahierte Zahnwurzeln realistischere, der In-vivo-Situation vergleichbare anatomische Bedingungen.

2.8 Krümmungswinkel

Zur Berechnung des Krümmungswinkels sind unterschiedliche Ansätze beschrieben worden. Nach der von Schneider (1971) beschriebenen Methode wird der Krümmungswinkel zwischen einer Geraden, die durch den geraden koronalen Teil des Wurzelkanals verläuft, und einer zweiten Geraden, die den Punkt, an dem der Wurzelkanal von dieser ersten Geraden abweicht, mit der Wurzelspitze verbindet, gemessen (Abb.: 7). Die einfache Handhabung dieser Methode berücksichtigt allerdings nicht wichtige Parameter wie den Krümmungsradius, die Lage der Krümmung und des gekrümmten Kanalabschnittes. Für den standardisierten Kanal im Kunststoffblock ist diese Methode völlig ausreichend, stößt aber mit ihrer Aussage zur Schwierigkeit der Aufbereitung des Kanals bei extrahierten Zähnen an ihre Grenzen. Ein Kanal, der eine gleichmäßige Krümmung von 30° aufweist, ist leichter aufzubereiten, als ein Kanal, der im apikalen Anteil auf wenigen Millimetern eine Krümmung von 25° aufweist. In der Literatur finden sich

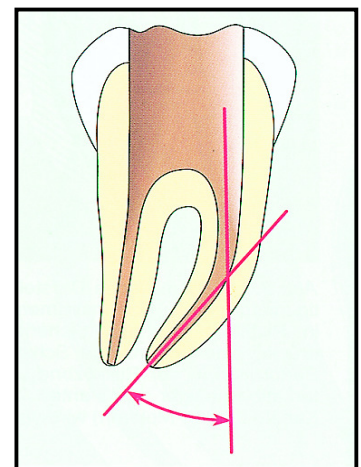


Abb. 7: Berechnung des Krümmungswinkels nach Schneider (1971)

zahlreiche Modifikationen der Berechnung nach Schneider (Hülsmann und Stryga, 1993; Weiger et al., 1995). In neueren Studien wird versucht, die Krümmung mit angelegten Kreisbögen zu ermitteln und die Berechnung auf mehrere Ebenen auszudehnen (Weiger et al., 1995).

2.9 Arbeitssicherheit

Die Arbeitssicherheit von Aufbereitungssystemen wird charakterisiert durch die Häufigkeit von prozentualen Zwischenfällen wie Instrumentenfrakturen, Verblockungen des Wurzelkanals, Stufenbildung und Perforationen, Überinstrumentierung, Überstopfen von Debris, Verlust an Arbeitslänge oder Abweichungen vom ursprünglichen Kanalverlauf.

Die Bemühungen der Hersteller von Feilen und neuartigen endodontischen Antriebsmotoren mit Drehmomentbegrenzung richten sich auf die Verringerung derartiger Zwischenfälle während der Aufbereitung. Besonders die Instrumentenfraktur, die zu den unangenehmsten Zwischenfällen zählt, soll dadurch nach Möglichkeit eliminiert werden.

3 Zielstellung

Eine erfolgreiche Wurzelkanalbehandlung ist in hohem Maße von der Aufbereitung aller Kanalabschnitte abhängig. Vergleichende Untersuchungen beziehen sich häufig auf wenige Aufbereitungssysteme oder begrenzen sich auf Kunststoffblöcke bzw. extrahierte Zähne. Um aussagekräftige Ergebnisse zu bekommen ist der Gegenstand dieser Arbeit eine vergleichende Untersuchung verschiedener Materialien und Methoden zur maschinell unterstützten Aufbereitung bei standardisierten Wurzelkanälen im Kunststoffblock sowie Wurzelkanälen extrahierter menschlicher Zähne mit einer Krümmung von 25° oder mehr (nach Schneider, 1971), jeweils unter Berücksichtigung der angestrebten Idealform als Maßstab. Die verschiedenen Varianten maschinell betriebener Aufbereitungssysteme, welche in Kap. 4 aufgelistet sind, sollen untereinander und mit der manuellen Aufbereitung mittels K-Flexofiles und der "Ballanced-Force" Technik (Roane und Sabala, 1985) als Standard verglichen werden. Dabei sind Aussagen bezüglich der Veränderung der Morphologie des

Wurzelkanals durch die Aufbereitung und eventuell auftretender Arbeitslängenverluste zu treffen. Im Rahmen der Arbeitssicherheit ist die Bruchgefahr maschinell betriebener Feilen unter besonderer Beachtung drehmomentbegrenzter Antriebe zu erfassen. Zur Beurteilung der Effektivität der Aufbereitungssysteme ist unter anderem auch die Aufbereitungszeit zu berücksichtigen. Alle Parameter sind für die Aufbereitung im Kunststoffblock sowie für extrahierte Zähne zu bewerten.

4 Material und Methoden

In der vorliegenden Arbeit werden vier maschinell betriebene Aufbereitungshilfen mit der klassischen manuellen Aufbereitung verglichen. Es sind dies :

- **K3endo** System (Feilen und Antriebsmotor) von Kerr
- **Endo-Stepper** von der Firma S.E.T. mit den Nickel-Titan Feilen **ProFile** von Maillefer
- **TC–Motor 3000** von der Firma Novag mit den Nickel-Titan Feilen **ProFile** von Maillefer
- **Endo-Lift** Safety-Handpiece **M4** Winkelstück mit **Safety-Hedström-Files**
- **manuelle Aufbereitung** mit Edelstahlfeilen K-Flex-Files

4.1 Motoren und Winkelstücke

K3 etcm (Kerr, Karlsruhe, Germany)

Der K3 etcm ist ein Elektromotor mit Drehmomentregulierung in sechs Stufen (Stufe 1 = <0,5 Ncm ; Stufe 5 = 2,0 Ncm). Die Aktivierung erfolgt über einen Fußschalter. Wird das zuvor gewählte Drehmoment erreicht, schaltet sich die Autoreverse-Funktion ein. Der Motor stoppt und dreht sich rückwärts, bis der Fuß vom Fußschalter genommen wird. Stufe sechs deaktiviert die Drehmomentbegrenzung und erlaubt eine Kraftentwicklung von über 50 Ncm. Der Drehzahlbereich liegt zwischen 110-20.000 U/min und wurde für den Gebrauch mit einem 1:1 oder 1:18 Reduzierwinkelstück entwickelt.

ENDO NiTi (W&H, Bürmoos, Austria)

Das vom Hersteller des K3 etc. empfohlene Reduzierwinkelstück ENDO NiTi hat ein Übersetzungsverhältnis von 1:18 und ist für Nickel-Titan Feilen geeignet. Die empfohlene Drehzahl für Wurzelkanalfeilen liegt bei 100-800 U/min.

EndoStepper (S.E.T., Olching, Germany)

Der EndoStepper ist ein Schrittmotor, der durch eine computergesteuerte Elektronik unterhalb des maximal zulässigen Grenzdrehmoments des vorher eingestellten Instruments arbeitet. Dieser Schrittmotor ist ein vibrationsarmer Synchronmotor, mit einem variablen Drehmoment von 0,001 - 3,5 Ncm. Dieses Drehmoment berücksichtigt die tatsächliche Elastizitätsgrenze der Instrumente. Die maximalen Drehmomente sind beim EndoStepper so eingestellt und programmiert, dass die Proportionalitätsgrenze (P) nicht überschritten wird ($P = 33\%$ des Bruchdrehmoments). Aufgrund eines für jede Instrumentengröße spezifisch einstellbaren Grenzdrehmoments und einer konstanten Drehzahl wird das Risiko für einen Feilenbruch reduziert. Wird im laufenden Betrieb der Motor über das vorher eingestellte Drehmoment belastet, stoppt er kurz und läuft erst dann wieder an, wenn das Drehmoment unterhalb der Belastbarkeitsgrenze liegt. Der EndoStepper verfügt über eine „Rüttel“-Funktion (EndoTwisting®) womit man blockierte Feilen in einer definierten Links-Rechts-Bewegung freirütteln kann. Die Bewegungsabläufe können programmiert werden, so dass z. B. die "Ballanced-Force" Aufbereitungsbewegung simuliert wird. Alle wichtigen Funktionen des Endo-Stepper können über einen Fußschalter bedient werden. Der Endo-Stepper kann mit jedem handelsüblichen 1:1 Winkelstück benutzt werden und besitzt eine serielle Schnittstelle, über welche die Software an neue Feilen angepasst werden kann. Das benutzte Winkelstück kann dem Motor entsprechend kalibriert werden.

TC-Motor 3000 (Nouvag, Goldach, CH)

Der TC Motor 3000 ist ein mikroprozessorgesteuertes, niedertouriges Reduktions-Motorhandstück mit konstantem, geregeltem Motordrehmoment. Die Bedienung erfolgt über acht am Gerät befindliche Drucktasten und einen Fusschalter. Neben der

Umdrehungsgeschwindigkeit (2000-30000 U/min) und der Drehrichtung sind die Übersetzung und eine Reversfunktion wählbar. Der TC-Motor 3000 ist kein reines Endodontiegerät und wird auch in der MKG-Chirurgie, Neurochirurgie, Handchirurgie, Implantologie, sowie Veterinärmedizin verwendet. Das Drehmoment ist in 1Ncm- oder 5Ncm-Schritten einstellbar. Vom Hersteller der hier untersuchten ProFiles wird dieser Motor wegen des hohen Drehmoments und der vibrationsfreien Arbeitsweise empfohlen. Der Motor kann mit handelsüblichen Winkelstücken mit einer Übersetzung von 16:1 bzw. 20:1 betrieben werden.

EndoLift M4 Safety-Winkelstück (Kerr, Karlsruhe, Germany)

Der EndoLift M4 (**M**=mechanical, **4**=4:1 reduction) ist ein elektromechanisches Winkelstück zur maschinellen Wurzelkanalbehandlung mit Druck-Klemm-Vorrichtung für WZK-Handinstrumente und einer 4:1 Getriebeübersetzung für eine winkelbegrenzte Rotation von 60°.

4.2 Feilen

K3endo (Kerr, Karlsruhe, Germany / 2001)

Die K3endo-Nickel-Titan Feilen werden im CAD-Verfahren (computergestützte Konstruktion) mehrachsiger CNC-Schleifmaschinen (computernumerische Steuerung) hergestellt. Der Schaft ist mit 17mm um 4mm kürzer als bei vergleichbaren ISO-Feilen. Die Länge des Arbeitsteils beträgt 16mm. Im Handel werden diese Feilen mit einer Konizität von 0.04 bis 0.06 und den ISO-Größen 15-60 in den Instrumentenlängen von 21mm, 25mm und 30mm angeboten. Zusätzlich gibt es Zugangserweiterungsfeilen mit einer Konizität von 0.08 und 0.10 in der ISO-Größe 25 und einer Länge von 17mm. Die Konizität und ISO-Größe sind an zwei Farbringen am Feilenschaft zu erkennen.

Die K3endo-Feile besitzt einen asymmetrischen Querschnitt mit leicht positivem Spanwinkel. Die zwei Hauptschneidekanten sind durch ein breites "radial land" verstärkt, welches die periphere Stabilität im Bereich hinter der Schneidekante erhöht. Zusätzlich soll durch die Verkürzung der Fläche, die an der Kanalwand anliegt, der Reibewiderstand minimiert werden. Die dritte Schneidekante fungiert als Führung im Kanal (Abb.: 8).

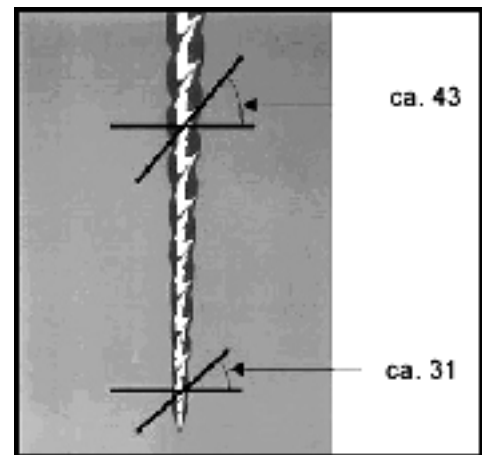
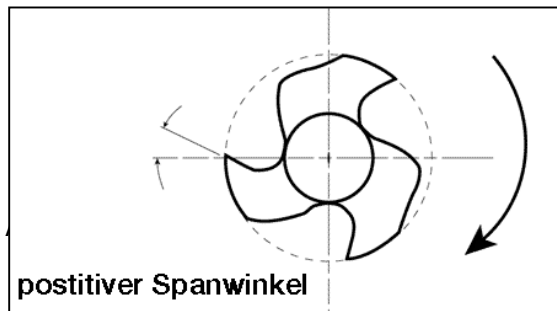


Abb. 9:
variabler Gewinde-Steigungswinkel

Ein weiteres Merkmal des Instrumentendesigns ist der variable Gewinde-Steigungswinkel, der im apikalen Bereich ca. 31 °, im koronalen Bereich ca. 43° aufweist (Abb.: 9)

Diese Modifikation der Schneide hat zwei Vorteile. Zum einen soll der Spanabtrag nach koronal erleichtert werden, zum anderen verhindert die Asymmetrie ein unkontrolliertes Einschrauben der Feile in den Kanal. Zur Erhöhung der Arbeitssicherheit sind die K3endo-Feilen mit einem variablen Kerndurchmesser versehen. Der Kerndurchmesser ist im apikalen Teil relativ zur Schneide größer und erhöht hier die Stabilität, im koronalen Drittel wird durch den relativ geringeren Kerndurchmesser die Flexibilität erhöht. Wie alle modernen Nickel-Titan Feilen besitzt die K3endo-Feile ebenfalls eine nicht-schneidende „Batt“-Spitze. Der Hersteller weist auf der Verpackung der Feilen darauf hin, die Instrumente nicht bei Patienten mit bekannter Allergie gegen Nickel-Chrom anzuwenden, um im Falle eines Feilenbruchs keine allergische Reaktion hervorzurufen.

ProFile (Maillefer Dentsply, Ballagues, CH)

Die ProFile Nickel-Titan Feilen sind analog zur K-Feile gewendelt, weisen aber einen U-förmigen Querschnitt auf (Abb.: 10). Das Sortiment des Herstellers beinhaltet Feilen mit 0,04 Konizität in 21mm, 25mm, und 31mm Länge in den ISO-Größen 15-90 sowie Feilen mit 0.06 Konizität in 21mm und 25mm Länge in den ISO-Größen 15-40. Die „Orifice Shaper“ (Zugangserweiterungsfeilen) mit 19mm Länge werden in den Größen

1 – 6 angeboten (1=0.05/20 ; 2=0.06/30 ; 3=0.06/40 ; 4=0.07/50 ; 5=0.08/60 ; 6=0.08/80). Der symmetrische Querschnitt der ProFile zeigt einen negativen Spanwinkel mit breitem, an den Kanalwänden anliegenden „radial land“. Die ProFile besitzt ebenfalls die zur Führung der Feile im Kanal verantwortliche nichtschneidende „Batt“-Spitze“.

Im weiteren Verlauf des Textes wird die ISO-Größe und die Konizität der ProFiles sowie der K3endo-Feilen wie folgt genannt:

ISO-Größe/Konizität (z.B.: 30/.04).

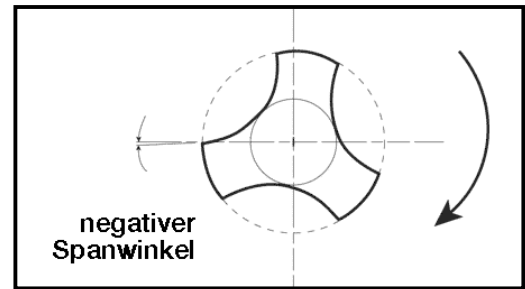


Abb. 10: negativer Spanwinkel bei ProFile

Safety Hedström Feile (Kerr, Karlsruhe, Germany)

Die Safety Hedström Files sind bezüglich des Herstellungsverfahrens, des Materials und des Schneidwinkels identisch mit den klassischen Hedström Feilen. Der Unterschied besteht in der vom Schaft bis zur Instrumentenspitze einseitig abgeflachten Schneidekante, die während der Aufbereitung der Innenkurvatur des Wurzelkanals zugewandt werden soll. Damit soll ein unerwünschter Materialabtrag in den kritischen Bereichen gekrümmter Kanäle verhindert oder minimiert werden. Zur Kontrolle der Positionierung während der Aufbereitung ist der Plastikgriff an der entsprechenden Seite ebenfalls abgeflacht. Die Safety Hedström Files sind mit der Konizität 0.02 in den ISO-Größen 15 - 55 erhältlich.

K-Flexofile (Maillefer, Ballagues, CH)

Die Firma Maillefer stellt diese Feilen seit 1981 her. Sie werden durch die Verdrillung eines dreieckigen Stahlrohrlings gefertigt. Der Schneidekantenwinkel liegt zwischen 30° und 45°. Die Feilen besitzen eine nicht-schneidende "Batt"-Spitze, welche für die Anwendung mit der "Ballanced-Force" Technik von Vorteil ist.

4.3 Hilfsmittel

Cavitron:

Das Cavitron ist ein mittels Ultraschall betriebenes Gerät, das unter anderem zur Irrigation von Wurzelkanälen mit variabler Reinigungsmittelzufuhr geeignet ist. Die physikalische und chemische Aktivierung der Spülflüssigkeit erfolgt durch Schallwellen. Inwieweit die Kavitationerscheinung die Hauptreinigungswirkung auslöst ist im Wurzelkanal umstritten (Martin, 1976; Martin et al., 1985).

Gendex - Oralix[®]AC mit Hipax

Das Oralix[®]AC ist ein System für Radiographien in Verbindung mit einem intraoralen elektronischen Röntgenstrahlen-Bildsensor. Die Belichtungszeit und Strahlungsmenge wird durch den Mikroprozessor gesteuerten Dentaltimer Secondent[®] geregelt. Die Optimierung der aufgenommenen Bilder wird mit dem Programm Hipax durchgeführt.

Lipiodol Ultra-Fluid der Firma Byk Gulden (Konstanz)

Untersuchungen verschiedener Kontrastmittel für die Darstellung des Kanalverlaufs im Röntgenbild von Schulz (2001) zeigten große Unterschiede. Einerseits ist ein ungenügender Röntgenkontrast festgestellt worden (Biliscopin, Ultravist 150, Peritrast Oral), andererseits wurde die Oberfläche des Kunststoffes in unterschiedlichem Maße an- bzw. aufgelöst (Ultravist 150, Ultravist 300, Peritrast Oral, Gastrolux CT, Lipiodol Ultra Fluid). Wegen eines ausreichenden Kontrastes und nur geringer Anlösung des Kunststoffes fiel die Wahl auf Lipiodol.

RC-Prep (Premier Dental, Norristown, USA)

RC-Prep ist ein Gleitmittel für die maschinelle und manuelle Aufbereitung von Wurzelkanälen auf EDTA Basis (15%) mit antibakterieller Wirkung durch den Zusatz von Benzoylperoxyd (10%).

4.4 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung des Datenmaterials der vorliegenden Untersuchung wurde aufgrund der hohen Anzahl der beteiligten Gruppen zunächst der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Zeigte das Ergebnis eine asymptotische Signifikanz von unter 0,05 wurden die einzelnen Gruppen untereinander mit dem Mann-Whitney-Test verglichen. Die Werte der Exakten Signifikanzen (2-seitig) wurden, beginnend mit dem kleinsten Wert, in aufsteigender Reihenfolge mit dem von Schäfer (1986) modifizierten Holm-Verfahren für Signifikanzschranken berechnet. Diese Vorgehensweise erlaubt Aussagen bezüglich signifikanter Unterschiede von jeweils zwei Aufbereitungsmethoden.

4.5 Die Untersuchung

Kunststoffblöcke

Für die Untersuchung am standardisierten Kanal wurden 50 Kunststoffblöcke mit stark gekrümmtem Kanal ($>25^\circ$ nach Schneider, 1971) der Firma S.E.T. (Olching/Deutschland) verwendet. Die Härte des Kunststoffes ist nach Herstellerangaben vergleichbar mit der des Dentins und soll eine praxisnahe Schneidleistung der Feilen erfordern. Die Kanäle sind apikal offen, wodurch die Füllung mit dem verwendeten Kontrastmittel Lipiodol erleichtert wird (Abb. 11).

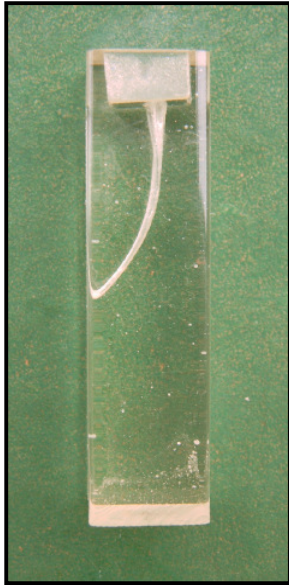


Abb. 11:
Kunststoffblock mit standardisiertem
gekrümmten Wurzelkanal



Abb. 12:
separierte Wurzel eines
Unterkiefermolaren

extrahierte Zähne

Für die Untersuchung an menschlichen Zähnen wurden extrahierte Prämolaren und Molaren verwendet. Nach dem Abtrennen der Zahnkrone mit einer diamantierten Trennscheibe wurde vorhandenes Weichgewebe exstirpiert und die einzelnen Wurzeln voneinander getrennt. Mit einer K-Feile ISO 10 wurde die Durchgängigkeit geprüft und die Krümmungsausdehnung aufgrund der apikalen Austrittsrichtung festgehalten. Kanäle mit nicht gängigem oder für diese Untersuchung ungeeignetem Kanalverlauf (S-förmige, C-förmige, gerade Kanäle bzw. Kanäle mit zu geringer Krümmung) wurden aussortiert. Um die Durchgängigkeit der Kanäle auch nach dem Einbetten zu gewährleisten, wurden das apikale Ende und der Kanaleingang mit Wachs isoliert. Dabei wurde darauf geachtet, daß der Kanaleingang in einem gewissen Abstand zur Kunststoffoberfläche positioniert wird. Dadurch soll bei der späteren Präparation die Zugangseröffnung durch eine intakte Zahnkrone simuliert werden. Die einzelnen Wurzelkanäle wurden senkrecht zur Krümmungsrichtung in einer vorgefertigten Matrize mit Kunststoff eingebettet. Nach dem Aushärten des Kunststoffes im Drucktopf wurde jeder einzelne Block auf die benötigte Breite geschliffen. Am Kanaleingang und am apikalen Ende wurden überstehende Kunststoffbahnen weggeschliffen und das Isolierwachs ausgebrüht. Die so präparierten Wurzelkanalprobekörper besitzen nun die gleiche Form und Ausdehnung wie die standardisierten Kunststoffblöcke und können in der gleichen Halterung positioniert und geröntgt werden (Abb. 12).

4.5.1 Aufbau der Versuchsreihen

Für die röntgenologische Erfassung der prä- und postoperativen Morphologie der Wurzelkanäle wurde eine Halterung entworfen, die eine exakte Positionierung der rechteckigen Prüfkörper sowie des benutzten Filmmaterials erlaubt. Eine standardisierte Aufnahme in Rechtwinkeltechnik musste sichergestellt werden.

Die Halterung besteht aus Kunststoff und wurde individuell für den Röntgentubus des Gendex-Digora Röntgengerätes hergestellt. Auf ihrer unteren Seite befindet sich eine zirkulär umlaufende Rille, welche die Halterung auf dem Röntgentubus fixiert. Ihre obere Seite weist einen Schlitz mit der Breite der zu röntgenden Blöcke und seitlichen Positionierhilfen auf. Direkt oberhalb des zu röntgenden Kunststoffblocks wird der Röntgenfilm in eine Schiene geschoben.

Die standardisierten Kunststoffblöcke, sowie die in Kunststoff eingebetteten extrahierten Zahnwurzeln werden durch die feste Verbindung der Halterung mit dem Tubus bei jeder Aufnahme in einem rechten Winkel zum Röntgenstrahl und parallel zum benutzten Sensor gehalten. Eine reproduzierbare Positionierung ist somit gewährleistet.

Einteilung der Prüfgruppen

Kunststoffblöcke

Für die Untersuchung am simulierten Kanal wurden 50 Kunststoffblöcke in 5 Gruppen (Gruppe A bis Gruppe E) à 10 Prüfkörper aufgeteilt und jeweils einer Aufbereitungsmethode zugeteilt. Die Blöcke wurden innerhalb der Gruppe von 1 bis 10 nummeriert.

extrahierte Zähne

Insgesamt wurden 83 extrahierte Wurzeln im Kunststoffblock vorbereitet. Um die geeigneten Probekörper zu bestimmen, wurde zunächst die Durchgängigkeit geprüft und jeder Kanal in bucco-lingualer und mesio-distaler Richtung geröntgt. Kanäle mit zu großem Durchmesser oder mit ungeeigneter Anatomie (S-förmiger Kanalverlauf, erweitertes apikales Delta) wurden aussortiert. Im Anschluß wurden 50 Kanäle ausgewählt und wahllos in 5 Gruppen (Gruppe V bis Gruppe Z) à 10 Prüfkörper aufgeteilt. Wie bei den simulierten Kunststoffkanälen wurden die Blöcke einer Gruppe

von 1 bis 10 nummeriert und jede Gruppe einer Aufbereitungsmethode zugeteilt. Bis zur Aufbereitung wurden die extrahierten Wurzeln im feuchten Milieu (H_2O) aufbewahrt.

Prüfgruppe A und V

Endo-Lift Safety-Handpiece **M4** Winkelstück mit **Safety-Hedström-Files**



Abb. 13:
Endo-Lift M4 Safety Handstück

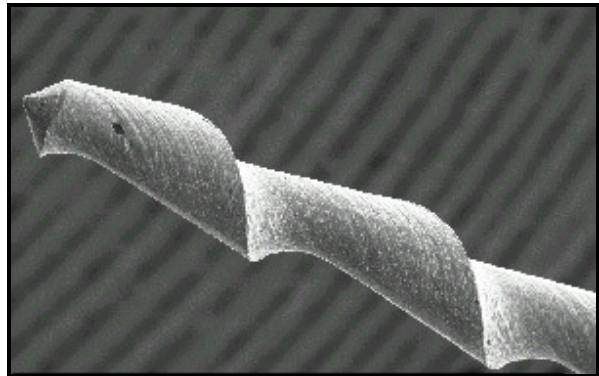


Abb. 14: Vergrößerung: 100X
Safety-Hedström-File(Kerr, Karlsruhe,
Germany)

Prüfgruppe B und W

TC-Motor 3000 mit den Nickel-Titan Feilen **ProFile**



Abb. 15
TC-Motor 3000 (Nouvag, Goldach, CH)



Abb. 16: Vergrößerung: 100X
ProFile (Maillefer Dentsply, Ballagues, CH)

Prüfgruppe C und X

Endo-Stepper mit den Nickel-Titan Feilen **ProFile**



Abb. 17:
EndoStepper (S.E.T., Olching, Germany)



Abb. 18: Vergrößerung: 100X
ProFile (Maillefer Dentsply, Ballagues, CH)

Prüfgruppe D und Y

K3endo System (Feilen und Antriebsmotor)



Abb. 19:
K3 etcm (Kerr, Karlsruhe, Germany)

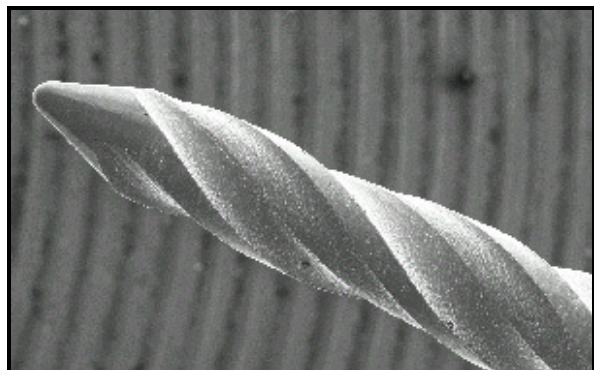


Abb. 20: Vergrößerung: 100X
K3endo (Kerr, Karlsruhe, Germany)

Prüfgruppe E und Z

Manuelle Aufbereitung mit Edelstahlfeilen K-Flex-Files

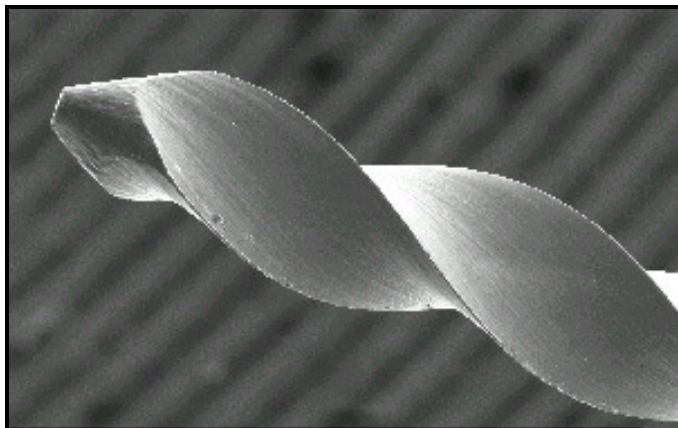


Abb. 21: Vergrößerung: 130X
K-Flexofile (Maillefer, Ballagues, CH)

Vorbereitende Maßnahmen

Sowohl für die Kunststoffblöcke als auch für die extrahierten Zähne wurde Lipiodol als Kontrastmittel mit Hilfe einer Einmalkanüle in die Kanäle eingebracht. Der Sensor des Röntgengerätes wurde mit 65 kVp, 7,5mA und 0.4sec in bucco-lingualer Richtung belichtet und im Lesegerät der Firma Hipax (Steinhart/Deutschland) gescannt. Bis zur weiteren Auswertung wurden die Bilder im Computer gespeichert. Die unerwünschten Eigenschaften des Kontrastmittels (Anlösung der Kunststoffoberfläche) wurden minimiert, indem erst kurz vor der Aufnahme die Einspritzung in den Kanal erfolgte. Nach der Röntgenaufnahme wurde der Kanal sofort mit Wasser gespült und mit Papierspitzen getrocknet.

4.5.2 Die Aufbereitung der Wurzelkanäle

Prüfgruppe A und V

K3endo System (Feilen und Antriebsmotor)

Die Aufbereitung erfolgte nach Angaben des Feilenherstellers mit der "Crown-Down" Technik, gefolgt von einem "Apical-Flaring" bis zur ISO-Größe 35/.04. Bei allen Feilen wurde eine Umdrehungsgeschwindigkeit von 250 U/min und als Gleitmittel RC-Prep angewandt. Die Spülung erfolgte nach jedem zweiten Feilenwechsel ca. 5 Sekunden mit 5ml H₂O₂. Während der Arbeitsphase der Feile im Kanal wurde diese in leichten Auf- und Abwärtsbewegungen von ca. 2-4mm geführt. Es wurde darauf geachtet, den Anpressdruck auf das Instrument sehr gering zu halten. Die Feile sollte weitgehend den Weg in den Kanal selbst finden. Wenn kein Fortschritt in die Tiefe zu verzeichnen war, wurde zum nächst kleineren Instrument gewechselt, ohne die Feile im Kanal "leer" laufen zu lassen. Im Durchschnitt wurde jede Feile 5-15 Sekunden im Kanal benutzt. Jede Feile wurde nach Gebrauch auf Veränderungen der äußeren Form untersucht und diese gegebenenfalls protokolliert. Die Spülung der Kanäle ging nicht in die Erfassung der Aufbereitungszeit ein. Jedes Feilenset wurde nur einmal verwendet.

Im ersten Schritt der "Crown-Down" Phase wurde der Wurzelkanal im koronalen Drittel mit K3endo Zugangserweiterern eröffnet. Es wurde zunächst die Feile mit Konizität .10 (olivgrün) 2-3mm eingeführt. Mit der darauffolgenden Feile der Konizität .08 (pink), wurde nach Möglichkeit bis in das mittlere Drittel des Kanals aufbereitet. Mit einer K-

Feile ISO 15 wurde nun die Kanallänge bestimmt. Von der gemessenen Länge wurden 0,5 mm abgezogen und als Arbeitslänge auf alle Feilen übertragen. Die weitere Aufbereitung erfolgte von ISO 40 bis ISO 20 absteigend mit K3endo .06 Feilen. Die Erweiterung des apikalen Drittels wurde mit K3endo .04 Feilen in absteigender Reihenfolge bis zum Erreichen der Arbeitslänge präpariert. Es folgte das "Apical-Flaring" bis zur ISO-Größe 35/.04. Entgegen der Herstellerangaben wurde zusätzlich ein "Step-Back" bis zur ISO-Größe 40/.06 präpariert um die Ergebnisse bezüglich des Materialabtrags mit ProFile Instrumenten besser vergleichen zu können.

Prüfgruppe B und W

TC-Motor 3000 mit den Nickel-Titan Feilen ProFile

Die Aufbereitung erfolgte nach Angaben des Feilenherstellers nach der "Crown-Down" Technik gefolgt von einem "Apical-Flaring" (apikale Erweiterung des Kanallumens) bis zur ISO-Größe 35/.04 und anschließend "Step-Back" bis zur ISO-Größe 40/.06. Bei allen Feilen wurde eine Umdrehungsgeschwindigkeit von 250 U/min und als Gleitmittel RC-Prep angewandt. Die Spülung erfolgte nach jedem zweiten Feilenwechsel ca. 5 Sekunden mit 5ml H₂O₂. Während der Arbeitsphase der Feile im Kanal wurde diese in einer leichten Auf- und Abwärtsbewegung von ca. 2-4mm geführt. Es wurde darauf geachtet, den Anpressdruck auf das Instrument wiederum sehr gering zu halten. Die Feile sollte weitgehend den Weg in den Kanal selbst finden. Wenn kein Fortschreiten in die Tiefe zu verzeichnen war, wurde zum nächsten Instrument gewechselt, ohne die Feile im Kanal "leer" laufen zu lassen. Im Durchschnitt wurde jede Feile 5-15 Sekunden im Kanal benutzt, nach Gebrauch auf Veränderungen der Form untersucht und diese gegebenenfalls protokolliert. Die Spülung der Kanäle floss nicht in die Erfassung der Aufbereitungszeit ein. Jedes Feilenset kam zweimal zur Anwendung.

Im ersten Schritt der "Crown-Down" Phase wurde der Wurzelkanal im koronalen Drittel mit ProFile Orifice Shapern erweitert. Es wurde zunächst die Feile mit Konizität .08 (Nr.5) 2-3mm eingeführt. Mit der darauffolgenden Feile der Konizität .07 (Nr.4), wurde nach Möglichkeit bis in das mittlere Drittel des Kanals vorgearbeitet. Mit einer K-Feile ISO 15 wurde nun die Kanallänge bestimmt. Von der gemessenen Länge wurden 0,5 mm abgezogen und als Arbeitslänge auf alle Feilen übertragen. Die weitere Aufbereitung erfolgte von ISO 40 bis ISO 20 absteigend mit ProFile .06 Feilen. Die Erweiterung des apikalen Drittels wurde nun mit ProFile .04 Feilen in absteigender

Reihenfolge bis zum Erreichen der Arbeitslänge vorgenommen. Es folgte das "Apical-Flaring" bis zur ISO-Größe 35/.04 mit dem sich anschließenden "Step-Back" bis zur ISO-Größe 40/.06.

Prüfgruppe C und X

Endo-Stepper mit den Nickel-Titan Feilen **ProFile**

Die Sequenzen der Feilenanwendung mit dem Endo-Stepper gleichen denen des TCMotor 3000. Der wesentliche Unterschied besteht in der manuellen Einstellung des Gerätes entsprechend der Feilenstärke. Es wurde für jede benutzte Feile die entsprechende Einstellung gewählt.

Prüfgruppe D und Y

Endo-Lift Safety-Handpiece **M4** Winkelstück mit **Safety Hedström Files**

Die von Clem (1969) beschriebene "Step-Back"-Technik ist eine Modifikation der standardisierten Aufbereitungstechnik (Ingle, 1961). Beginnend mit der dünnsten auf volle Länge gängigen Feile wird der Kanal bei voller Arbeitslänge um mindestens 3 Feilenstärken erweitert. Anschließend wird die Arbeitslänge bei aufsteigender ISO-Größe um 0,5-1mm verkürzt. Die so resultierende Stufenpräparation ergibt eine deutlich ausgeprägte Konizität, welche die Spülung des Kanals und die Wurzelkanalfüllung erleichtert.

Vor der Aufbereitung wurde mit einer K-Feile ISO 10 mit Silikonstopper die Kanallänge bestimmt. Von der gemessenen Länge wurden 0,5 mm abgezogen und als Arbeitslänge auf alle Feilen übertragen.

Die Aufbereitung nach der "Step-Back"-Technik begann mit Feilen der Stärke ISO 15 und ISO 20. Ab der ISO-Größe 25 wurden die Feilen entsprechend der Kanalkrümmung vorgebogen, wobei darauf geachtet wurde, dass die Feilen eine geringfügig stärkere Krümmung aufwiesen als der Kanal. Zusätzlich wurde die Feile während der Aufbereitung mit leichtem Druck an die Außenkrümmung geführt. Dadurch sollen die kritischen Bereiche im Kanal besser ausgeformt werden. Jede Feile wurde durch kurzen Leerlauf in ihrer Lage beurteilt und notfalls korrigiert um sicher zu stellen, dass die "Safety"-Fläche der Kanalinnenseite (kleine Krümmung) zugewendet ist. Der eigentliche Materialabrieb wurde vom Behandler durch leichte Auf und Abwärtsbewegungen (ca. 3-5mm) bewirkt. Bei Erreichen der Arbeitslänge wurde sofort die nächst höhere ISO-

Größe benutzt. Insgesamt wurde bis zur ISO-Größe 35 auf voller Arbeitslänge aufbereitet. Die Arbeitslänge der zuletzt benutzten Feile (ISO 40) wurde um 0,5mm verkürzt. Um ein Verblocken des Kanals zu verhindern wurde nach jedem Feilenwechsel ca. 5 Sekunden mit 5ml H₂O₂ gespült. Die Aufbereitungszeit beinhaltet neben der reinen Aufbereitung auch die Zeit, die zum Vorbiegen der Feilen gebraucht wurde, da dieser Arbeitsschritt Bestandteil der Aufbereitung ist. Die Spülung der Kanäle floss nicht in die Erfassung der Aufbereitungszeit ein. Jedes Feilenset wurde nur einmal verwendet.

Prüfgruppe E und Z

Manuelle Aufbereitung mit Edelstahlfeilen K-Flexofiles

Die von Roane und Sabala (1985) vorgestellte "Ballanced-Force" Technik setzt die Verwendung speziell konstruierter Feilen mit nicht-schneidender Spitze voraus. Die Feile wird mit alternierenden Rotationsbewegungen bis zur Klemmpassung eingeführt. Mit leichtem apikalwärts gerichtetem Druck wird sie um 90° im Uhrzeigersinn und anschließend ohne Druck um 180° gegen den Uhrzeigersinn gedreht. Abschließend wird die Feile im Uhrzeigersinn drehend aus dem Kanal herausgezogen. Die ausgewogene, "ballancierte" Krafteinwirkung soll präparationsbedingte Abweichungen der originären Kanalform vor allem in der Apikalregion minimieren.

Die manuelle Aufbereitung erfolgte nach der "Ballanced-Force" Technik. Angefangen mit der Feile ISO 15 wurde in aufsteigender ISO-Größe jedes Instrument auf voller Arbeitslänge bis ISO 35 benutzt. Bei der letzten Feile (ISO 40) wurde die Arbeitslänge im Sinne eines „Step-Back“ um 0,5mm verkürzt. Die Spülung des Kanals erfolgte nach jedem Feilenwechsel ca. 5 Sekunden mit 5ml H₂O₂. Dieser Arbeitsschritt wurde bei der Feststellung der Aufbereitungszeit nicht berücksichtigt. Jedes Feilenset wurde nur einmal verwendet.

4.6. Auswertung

Die Auswertung beinhaltet die Erfassung von Veränderungen des Kanalverlaufs nach der Präparation, von Winkelveränderungen, Anzahl der Feilendeformationen bzw. der Feilenbrüche und des zeitlichen Aufwandes der einzelnen Aufbereitungsarten.

Um die Veränderung der Kanalmorphologie darzustellen, wurden die einzelnen Röntgenbilder zunächst mit dem Programm Hipax optimiert. Diese Software verfügt über Einstellungsmöglichkeiten, die es erlauben, den Detailreichtum der Röntgenbilder abhängig von der dargestellten Region digital zu verbessern. Es stellte sich heraus, dass die Einstellung für Kieferaufnahmen das beste Ergebnis bei der Optimierung der geröntgten Kunststoffblöcke lieferte. Der Kontrast der Bilder wurden im Anschluss mit dem Grafikprogramm "Photoshop 7.0" weiter verbessert und die einzelnen Kanäle farblich dargestellt. Nun wurden die jeweils vor und nach der Aufbereitung entstandenen Aufnahmen übereinander gelagert und per Farblaserdrucker auf DIN A4 ausgedruckt (Abb. 20). Alle geometrischen Messungen wurden auf dieser 10-fach vergrößerten Darstellung mit einem Geodreieck und einem Bleistift (Minendicke 0,35) durchgeführt.

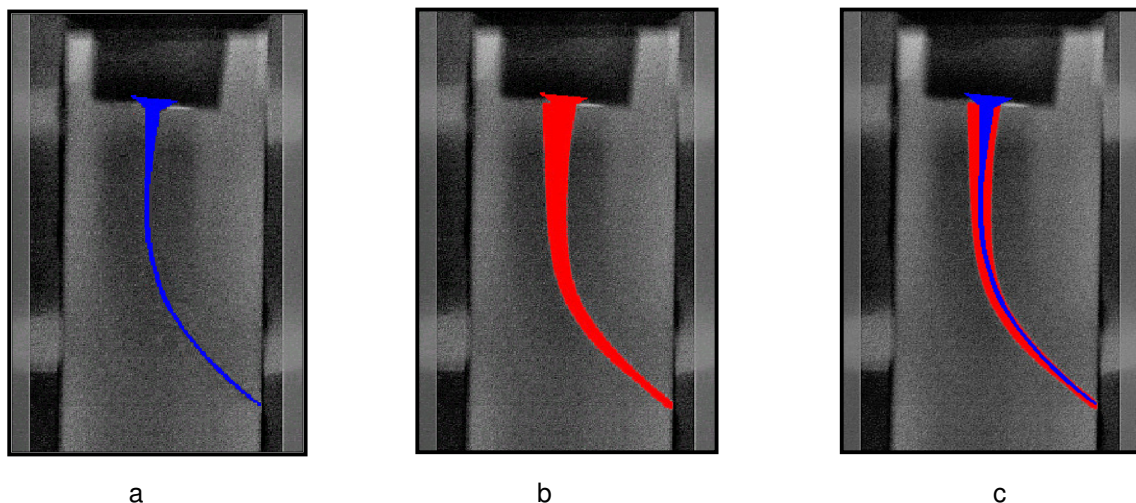


Abb. 22: Darstellung des Materialabtrags nach der Aufbereitung (hier: Kunststoffblock)

- a. Ursprünglicher Kanalverlauf (blau)
- b. Kanalverlauf nach Aufbereitung (rot)
- c. Überlagerung der Bilder a und b

4.6.1 Messung des Materialabtrags

Die quantitative Auswertung der aufbereitungsbedingten Formveränderung sollte sowohl für die Kunststoffkanäle, als auch für die extrahierten Zähne anwendbar sein. In der Literatur sind drei Methoden beschrieben worden:

Methode 1: Es werden parallel von koronal nach apikal ohne Beachtung der Kanalkrümmung Linien im bestimmten Abstand gezogen (Abb. 23). Durch unterschiedliche Krümmungswinkel kommt es mitunter zu erheblichen Verzerrungen.

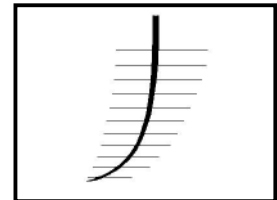


Abb. 23: Methode 1

Methode 2: Ausgehend vom Apex werden Kreise gezogen, deren Radius sich um einen gewissen Abstand in koronaler Richtung vergrößert (Abb. 24). Auch hier können sich bei starkem Krümmungswinkel Verzerrungen ergeben.

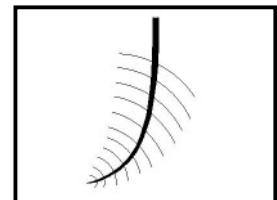


Abb. 24: Methode 2

Methode 3: Im rechten Winkel zur Kanalachse werden die Messpunkte im bestimmten Abstand markiert (Abb. 25). Hier muß für jeden Kanal eine individuelle Schablone gezeichnet werden. Bei dieser Methode orientiert man sich an der

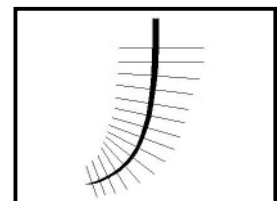


Abb. 25: Methode 3

Zentralachse des Kanals und verhindert krümmungsbedingte Verzerrungen. Da bei den extrahierten Zahnwurzeln starke Krümmungen zu beobachten waren, wurde dieser Methode der Vorrang gegeben.

Der Materialabtrag wurde gesondert für die Innenkrümmung und die Außenkrümmung gemessen. Bei den Kunststoffblöcken betrug der Abstand der einzelnen Meßpunkte 2 Millimeter, bei den häufig kürzeren extrahierten Zahnwurzeln 1 Millimeter. Nachdem die Meßpunkte mit dem Bleistift (0,35mm) markiert waren, erfolgte die Ausmessung der Strecke zwischen originärem Kanalverlauf und der aufbereitungsbedingten Abweichung (Abb. 26). Da die Abbildung der einzelnen Kanäle auf dem DIN A4 Blatt eine Vergrößerung darstellte, wurde ein Umrechnungsfaktor benötigt, um die tatsächliche Streckenlänge zu ermitteln. Die Breite der Blöcke wurde an drei Stellen gemessen und

in das Verhältnis mit der Breite dieser Stellen im ausgedruckten Bild gestellt. Der Mittelwert aus den drei gemessenen Werten ergab den Umrechnungsfaktor. Für die standardisierten Kunststoffblöcke genügte eine Messung, bei den extrahierten Zähnen wurde jeder Kanal einzeln ausgemessen. Die tatsächlichen Werte sind in Tabelle 9-28 festgehalten.

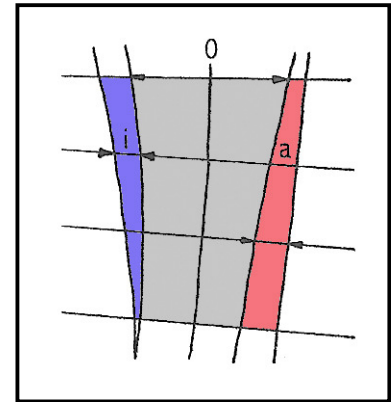


Abb. 26: Messung des Materialabtrags
 0 - Originalkanal
 a - Materialabtrag an der äußeren Kurvature nach Aufbereitung
 i - Materialabtrag an der inneren Kurvature nach Aufbereitung

Für die qualitative Bewertung der einzelnen Aufbereitungssysteme wurden einerseits der Materialabtrag in den sog. "Danger Zone"- Abschnitten des Kanals (koronales und apikales Drittel an der Kanalaußenseite, mittleres Drittel an der Kanalinnenseite) und andererseits die Gleichmäßigkeit des Abtrags in der Gesamtlänge betrachtet.

4.6.2 Messung des Krümmungswinkels

Nach der von Schneider (1971) beschriebenen und von Hülsmann und Stryga (1993) modifizierten Methode wurde die Veränderung des Krümmungswinkels festgehalten. Am Kanaleingang und am apikalen Ende werden zwei zur Kanalachse senkrecht verlaufende Linien im Abstand von 2mm gezogen. Nun werden die Mittelpunkte der Linien markiert und eine Gerade durch diese Mittelpunkte gezogen. Am Schnittpunkt der von koronal und apikal ausgehenden Geraden kann nun der Krümmungswinkel gemessen werden (Abb. 27). Die Veränderungen der Krümmungswinkel α sind in Tabelle 1 und 2 dargestellt.

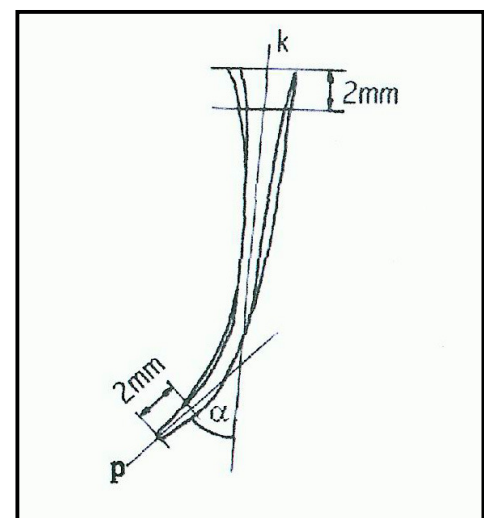


Abb. 27: Vermessung des Krümmungswinkels
 k - koronale Zentralachse
 p - apikale Zentralachse
 α - Krümmungswinkel

4.6.3 Messung der Arbeitslänge (ABL)

Die Messung der Arbeitslänge erfolgte mit einer K-Feile ISO 10. Jeder Kanal wurde vor und nach der Aufbereitung vermessen. Als Referenzpunkt diente die koronale Kante des Kunststoffblocks.

Wie in Kapitel 3.5.2 beschrieben, empfehlen die Hersteller der Nickel-Titan Systeme die Arbeitslänge erst nach der Anfangserweiterung des Kanaleingangs festzulegen. Während der Präparation wurde dies berücksichtigt. Um aber den gesamten Arbeitslängenverlust darstellen zu können, wurde die Anfangs-ABL vor der Erweiterung festgehalten (s. Tab 3 und 4).

4.6.4 Messung der Aufbereitungszeit

Die Messung der für die Aufbereitung benötigten Zeit wurde mit einer Stoppuhr durchgeführt. Für die Aufbereitung relevante Handlungen (das Arretieren der Feilen in das Winkelstück, das Vorbiegen der Safety Hedström Feilen, Lösen der Feilen bei Verblockung, Einstellen der Feilenstärke an der Antriebseinheit des Endo-Steppers bzw. des Drehmoments bei K3endo, etc.) wurden in die Messung mit einbezogen. Die Spülung der Kanäle, das Einstellen der ABL auf alle Feilen und die Messung der Anfangs- und End-ABL wurde nicht als klinisch relevanter Bestandteil der Aufbereitung beurteilt. Die Einzelheiten sind in Kapitel 4.5.2 beschrieben (s. Tab 5 und 6).

4.6.5 Erfassung der Arbeitssicherheit

Zur Beurteilung der Arbeitssicherheit wurden drei Kriterien hinzugezogen. Es wurde die Bruchhäufigkeit der benutzten Feilen, das Auftreten von Kanalblockierungen und die Gefügeveränderung der Feilen ohne Bruch (das "in-sich-Aufdrehen" der Feilen) festgehalten.

5 Ergebnisse

5.1 Winkelveränderungen

Simulierte Kanäle im Kunststoffblock

Die untersuchten Kanäle entsprachen nach der Klassifizierung von Schneider (1971) der Kategorie 3 und waren somit stark gekrümmt. Trotz der Standardisierung der Kunststoffblöcke war eine Varianz der Wurzelkrümmung zwischen 42° und 65° zu beobachten. Die durchschnittliche Krümmung betrug $54,39^\circ$.

Nach der Aufbereitung hat sich bei nahezu allen Kanälen der Krümmungswinkel verkleinert. Nur bei jeweils einem Kanal der Serien mit TC Motor 3000 (ProFile) und K3endo-System blieb der Winkel unverändert bei 51° bzw. 53° . Die größte einzelne Veränderung wurde mit dem Endolift M4 präpariert und betrug 9° . Tabelle 1 zeigt die Durchschnittswerte der einzelnen Serien vor und nach der Präparation sowie die Winkelverkleinerung (Standardabweichung), den Mittelwert und den größten und kleinsten gemessenen Winkelunterschied. Ein signifikanter Unterschied der einzelnen Aufbereitungsmethoden konnte nicht erkannt werden (Kruskal-Wallis-Test $P=0,907$)

Tab 1: Winkelveränderung nach Aufbereitung an Kunststoffblöcken

KUNSTSTOFF	prae	post	Winkelverkleinerung	Mittelwert	Größter Wert	Kleinsten Wert
TCM 3000	55,22	51,88	2,55	3,33	8	0
Endo-Stepper	54,55	50,2	2,35	4,25	8	2
K3endo	52,85	49,1	2,36	3,75	8	0
Endolift M4	55,9	52,25	2,49	3,65	9	1
Handaufbereitung	54,22	50,5	1,35	3,72	6	2

Wurzeln extrahierter Zähne

Durchschnittlich betrug der Anfangswinkel der extrahierten Zahnwurzeln $60,48^\circ$. Diese Werte entsprechen der Kategorie 3 nach Schneider. Die Meßwerte bewegten sich zwischen dem größten gemessenen Winkel von 103° und dem kleinsten von 31° . Eine Winkelverkleinerung nach der Aufbereitung wurde bei jedem Prüfkörper beobachtet. Die Nickel-Titan Systeme erreichten bezüglich der Winkelverkleinerung ähnliche Werte zwischen $1,99^\circ$ (Endo-Stepper) und $3,06^\circ$ (K3endo). Die Aufbereitung mit Stahlfeilen

ergab größere Veränderungen des Anfangswinkels. Bei der Handaufbereitung betrug die durchschnittliche Verkleinerung 4,83°. Die ungünstigsten Ergebnisse wurden mit der Kombination Endolift M4+Safety Hedström Files präpariert. Hier betrug die Winkelverkleinerung im Mittel 6,23°.

Werden die einzelnen Gruppen untereinander verglichen ergeben sich signifikante Unterschiede zwischen der Aufbereitung mit der Hand und dem Endo-Stepper ($p=0,002$). Ebenso zwischen Endo-Stepper und dem Endolift M4 ($p=0,001$). Ein weiterer signifikanter Unterschied ließ sich zwischen der Aufbereitung mit dem TCM 3000 und dem Endolift M4 beobachten ($p=0,008$).

Tabelle 2 zeigt die Durchschnitts- Maximal und Minimalwerte der einzelnen Serien vor und nach der Präparation sowie die Winkelverkleinerung (Standardabweichung), den Mittelwert und den größten und kleinsten gemessenen Winkelunterschied.

Tab. 2: Winkelveränderung nach Aufbereitung von Wurzeln extrahierter Zähne

EX-ZÄHNE	prae	post	Winkelverkleinerung	Mittelwert	Größter Wert	Kleinsten Wert
TCM 3000	62,72	60,33	1,34	2,39	5	1
Endo-Stepper	55,25	53,26	0,90	1,99	3	0,5
K3endo	58,87	55,81	2,64	3,06	9	0,5
Endolift M4	71,11	64,88	3,99	6,23	14	2
Handaufbereitung	54,44	49,61	2,06	4,83	8	2

5.2 Arbeitslänge (ABL)

Kunststoffblock

Bei den Aufbereitungskombinationen Endo-Stepper mit ProFile und Endolift M4 mit Safety Hedström Files wurde eine Verkürzung der Arbeitslänge bei allen Kanälen beobachtet. Sie betrug im Durchschnitt 0,26mm bzw. 0,4mm. Die Handaufbereitung und der TC Motor 3000 mit ProFile zeigten in jeweils drei Fällen keine Verkürzung. Bei Anwendung des K3endo-Systems war in fünf Fällen keine Reduktion der ABL festzustellen. Der größte Einzelwert einer Verringerung der ABL mit dem Endolift M4 mit Safety Hedström Files betrug 0,6mm. Die Serie mit dem K3endo-System zeigte im Mittel mit 0,08mm Reduzierung die geringsten Veränderungen. Die Unterschiede bezüglich der Arbeitslänge waren zwischen dem K3endo-System und dem Endo-Stepper ($p=0,005$), sowie dem K3endo-System und dem Endolift M4($p=0,000$)

signifikant. Bei dem Vergleich der Ergebnisse des TCM 3000 und dem Endolift M4 zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede ($p=0,001$). Eine Übersicht der einzelnen Werte in Millimeter zeigt Tabelle 3

Tab. 3: Arbeitslängenverlust nach Aufbereitung an Kunststoffblöcken

KUNSTSTOFF	K3endo	Endo-Stepper	TC Motor 3000	Endolift M4	Handaufbereitung
Block 1	0	0,1	0,1	0,4	0,5
Block 2	0,2	0,2	0,3	0,6	0,5
Block 3	0,3	0,3	0,4	0,3	0
Block 4	0,1	0,4	0	0,2	0,2
Block 5	0	0,2	0,1	0,5	0,1
Block 6	0,1	0,4	0	0,4	0
Block 7	0	0,4	0,2	0,3	0,5
Block 8	0,1	0,1	0	0,5	0,3
Block 9	0	0,1	0,2	0,5	0
Block10	0	0,4	X	0,3	X
Mittelwert	0,08	0,26	0,14	0,40	0,23
Standard abweichung	0,1	0,13	0,14	0,12	0,22

Wurzeln extrahierter Zähne

Die Verkürzung der Arbeitslänge ist bei allen Aufbereitungsmethoden nahezu identisch. Das beste Ergebnis wurde mit dem K3endo System erreicht. Hier betrug die Verkürzung nur 0,21mm. Identische Werte ergaben sich bei der Handaufbereitung und dem Endo-Stepper mit 0,22mm Arbeitslängenverlust. Mit dem TC Motor 3000 und dem Endolift M4 wurden mit 0,34mm und 0,37mm die größten Reduzierungen der Arbeitslänge präpariert. Vergleiche der einzelnen Systeme untereinander ergaben keine statistischen Unterschiede (Asymptotische Signifikanz $p=0,232$). Die Verteilung der einzelnen Werte ergibt sich aus Tabelle 4

Tab. 4: Arbeitslängenverlust nach Aufbereitung an Wurzeln extrahierter Zähne

EX-ZÄHNE	K3endo	Endo-Stepper	TC Motor 3000	Endolift M4	Handaufbereitung
Block 1	0	0	0,3	0,4	0
Block 2	0,2	0,2	0	0,1	0,4
Block 3	0	0,1	0	0,8	0,2
Block 4	0,2	0,1	0,2	0,3	0,4
Block 5	0,4	0	0,6	0,4	0,3
Block 6	0,2	0,2	0,7	0,6	0,3
Block 7	0	0,7	0,2	0,3	0,1
Block 8	0,7	0,5	0,5	0,2	0,2
Block 9	X	0,2	0,6	0,3	0,1
Mittelwert	0,21	0,22	0,34	0,37	0,22
Standard abweichung	0,24	0,23	0,27	0,21	0,14

5.3 Aufbereitungszeit

Bei der Erfassung der Aufbereitungszeit wurden alle relevanten Parameter der einzelnen Systeme mit einbezogen (s. Kap.: 4.6.4).

Kunststoffblöcke

Die zeitintensivste Aufbereitung wurde bei Verwendung des Endolift M4 mit Safety Hedström Files beobachtet. Im Durchschnitt wurden 13,66 Minuten benötigt. Die Systeme, welche mit ProFile benutzt wurden, (TC Motor 3000 und Endo-Stepper) zeigten annähernd identische Werte um 9,5 Minuten. Mit dem K3endo-System benötigte man durchschnittlich 5,86 Minuten. Die schnellste Präparation gelang mit der Handaufbereitung. Hier betrug die verwendete Zeit im Mittelwert 5 Minuten.

Die statistische Berechnung ergab signifikante Unterschiede bei dem Vergleich des K3endo-Systems mit dem Endo-Stepper ($p=0,000$), mit dem TCM 3000 ($p=0,000$) und dem Endolift M4 ($p=0,001$). Die Werte des Endolift M4 wiederum unterschieden sich signifikant im Vergleich mit dem Endo-Stepper ($p=0,000$), dem TCM 3000 ($p=0,000$) und der Aufbereitung mit der Hand ($p=0,000$).

Tabelle 5 zeigt die Mittelwerte der benötigten Aufbereitungszeiten der einzelnen Systeme sowie die minimalen und maximalen gemessenen Zeiten in Minuten.

Tab. 5: Aufbereitungszeit (min) - Kunststoffblöcke

KUNSTSTOFF	K3endo	Endo-Stepper	TC Motor 3000	Endolift M4	Handaufbereitung
Durchschnitt	5,86	9,4	9,5	11,97	5
Maximum	7,16	16,7	13,4	17,42	7,27
Minimum	4,51	7,33	7,32	11,37	4,01
Standardabw.	0,75	2,20	2,06	3,94	1,07

Wurzeln extrahierter Zähne

Die Aufbereitung der Wurzelkanäle extrahierter Zähne gelang mit dem K3endo System am schnellsten und betrug 5,41 min. Annähernd gleiche Werte von 7,29 min und 7,06 min wurden mit der Handaufbereitung und dem Endo-Stepper mit ProFile erreicht. Für die Aufbereitung mit dem TC Motor 3000 mit ProFile wurden 9,63 min. benötigt. Wie bei den simulierten Kanälen im Kunststoffblock benötigte man für die Aufbereitung mit dem Endolift M4 und Safety Hedström File die meiste Zeit. Im Durchschnitt waren die Kanäle nach 10,04 min aufbereitet. Das K3endo-System zeigte gegenüber allen anderen Aufbereitungsarten eine signifikant kürzere Aufbereitungszeit (Endo-Stepper $p=0,001$, TCM 3000 $p=0,000$, Endolift $p=0,000$, Handaufbereitung $p=0,000$).

Tabelle 6 zeigt die Mittelwerte der benötigten Aufbereitungszeiten der einzelnen Systeme sowie die kürzesten und längsten gemessenen Zeiten in Minuten.

Tab. 6: Aufbereitungszeit (min) – Wurzeln extrahierter Zähne

EX-ZÄHNE	K3endo	Endo-Stepper	TC Motor 3000	Endolift M4	Handaufbereitung
Durchschnitt	5,41	7,06	9,63	10,04	7,29
Maximum	6,02	9,54	13,07	13,04	9,55
Minimum	4,13	5,01	8,09	8,32	5,09
Standardabw.	0,63	1,50	2,02	1,53	1,42

5.4 Veränderung der Kanalform

5.4.1 Präparationsfehler und Arbeitssicherheit

Die Erfassung von Präparationsfehlern erfolgte visuell am ausgedruckten DIN A4 Bild. Die apikale Region und das mittlere Drittel des Kanals wurden besonders beachtet. Es folgte eine Einteilung in "Elbow-Zip"-Präparationen sowie Stufenbildung, das Auftreten

einer Via Falsa und von Feilenbrüchen bzw. Feilendeformationen. Laterale bzw. apikale Perforationen traten nicht auf.

Die Aufbereitung am simulierten Kanal im Kunststoffblock und an Wurzelkanälen extrahierter Zähne zeigte bezüglich der Arbeitssicherheit unterschiedliche Ergebnisse. Bei den gleichmäßig gebogenen simulierten Kanälen wurden wesentlich weniger Aufbereitungsfehler präpariert als bei den häufig unregelmäßig gebogenen Kanalverläufen der extrahierten Zähne. Auffallend ist der Unterschied zwischen Nickel-Titan Feilen und Stahlfeilen. In beiden Versuchsreihen traten Feilenbrüche vorwiegend bei den Ni-Ti Feilen auf. Feilendeformationen ohne Bruch wurden vor allem beim K3endo-System und TCM Motor 3000 mit ProFile während der Aufbereitung im Kunststoffblock beobachtet. "Zip" und "Ellbow" Effekte traten eher bei den Stahlfeilen auf. Mit dem K3endo System wurde eine Via Falsa am extrahierten Zahn präpariert. Die Tabellen 7 und 8 zeigen zusammenfassend die beobachteten Präparationsfehler beider Versuchsreihen.

Tab. 7: Präparationsfehler nach Aufbereitung an Kunststoffblöcken

KUNSTSTOFF Antriebe (benutzte Feilen)	K3endo (K3endo)	Endo-Stepper (ProFile)	TCM 3000 (ProFile)	Endolift M4 (Safety- Hedström)	Hand (K-Flexofile)
"ZIP"			1		3
"ELLBOW"				1	
Kanalblockierung					4
Via Falsa					
Feilendeformation	3		5		
Feilenbruch	1		1		

Tab. 8: Präparationsfehler nach Aufbereitung an extrahierten Zahnwurzeln

EX-BLOCK Antriebe (benutzte Feilen)	K3endo (K3endo)	Endo-Stepper (ProFile)	TCM 3000 (ProFile)	Endolift M4 (Safety- Hedström)	Hand (K-Flexofile)
"ZIP"	1	1		2	2
"ELLBOW"	2			4	3
Kanalblockierung				1	
Via Falsa					
Feilendeformation					1
Feilenbruch	1	1	1		1

5.4.2 Materialabtrag an Innen- und Außenkurvatur

Die Abbildungen der Wurzelkanäle wurden, wie in Kap. 4.5.2 beschrieben, vorbereitet. Beginnend vom Apex betrug der Abstand der Meßpunkte bei den künstlichen Kanälen 2mm, bei den Wurzeln extrahierter Zähne 1mm. Sowohl bei den simulierten Kanälen im Kunststoffblock als auch bei den extrahierten Zahnwurzeln wurde jeder Meßpunkt der Innen- und Außenkurvatur einzeln ausgemessen. Die Werte sind in Tabelle 9-28 ersichtlich. Alle nicht auswertbaren Messpunkte sind mit einem X gekennzeichnet. Zur besseren Übersicht wurde aus den gemessenen Einzelwerten ein Mittelwert errechnet, der in den Abb.28 und 29 grafisch dargestellt ist.

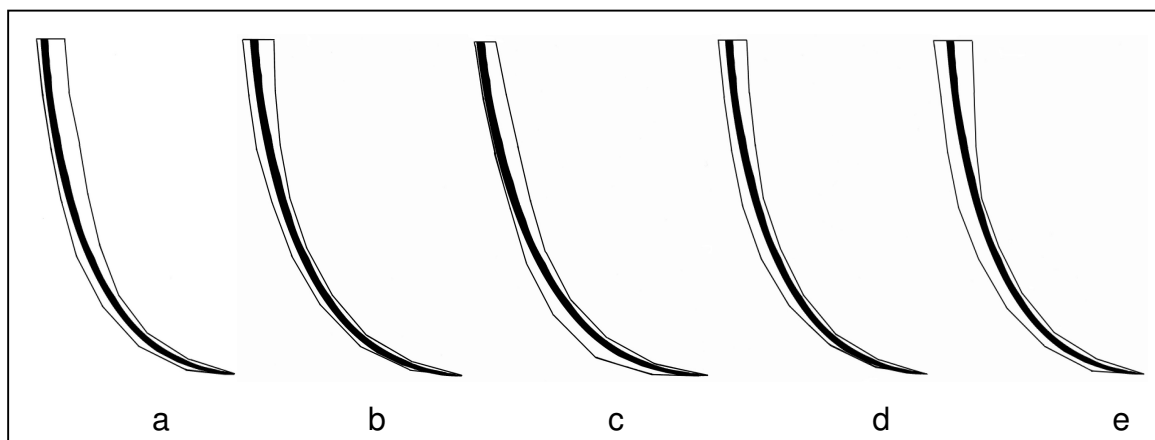


Abb. 28: Schematische Darstellung des Materialabtrags an der Innen- und Außenkurvatur nach Aufbereitung von Kunststoffblöcken
a: Endolift M4 c: Hand e: k3endo
b: Endo-Stepper d: TCM 3000

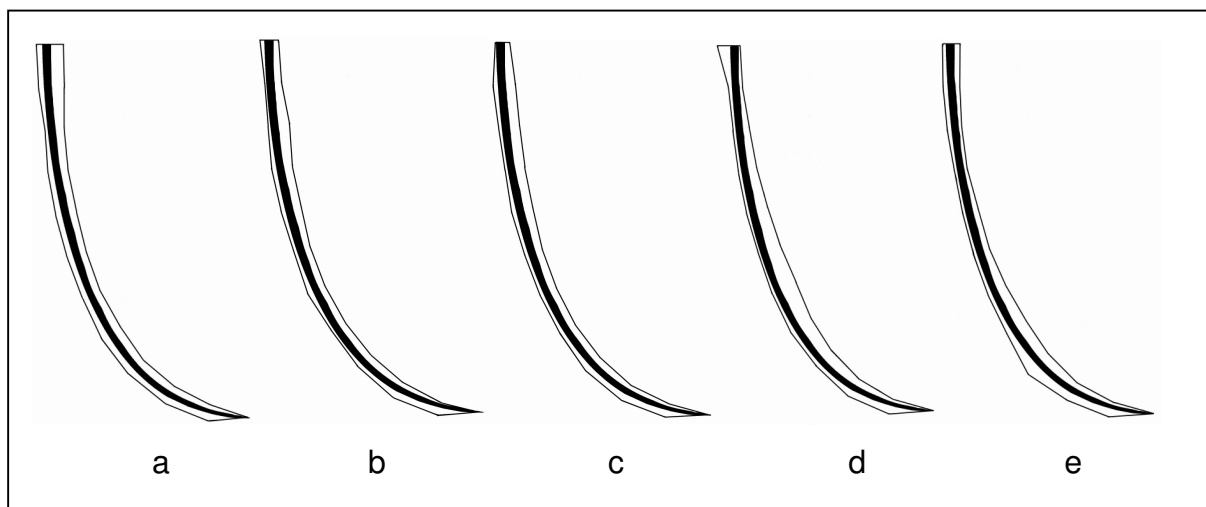


Abb. 29: Schematische Darstellung des Materialabtrags an der Innen- und Außenkurvatur nach Aufbereitung extrahierter menschlicher Zahnwurzeln
a: k3endo c: TCM 3000 e: Hand
b: Endo-Stepper d: Endolift M4

Tabellen für Kleine Krümmung an extrahierten menschlichen Zähnen

Tabelle 9

K3endo											
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
V1	0,1	0,214	0,35	0,364	0,25	0,164	0,136	0,114	0	0	0
V2	0	0,029	0,043	0,086	0,057	0,057	0,107	0,143	0,229	0,3	0
V3	0,043	0,086	0,093	0,136	0,157	0,121	0,057	0,043	0,043	0	0
V4	0	0,155	0,149	0,133	0,083	0,11	0,062	0,109	0	0	0
V5	0,107	0,207	0,143	0,136	0,129	0,193	0,221	0,2	0,3	0,286	0,286
V6	0,014	0,029	0,1	0,2	0,236	0,229	0,3	0,321	0	0	0
V7	0,086	0,114	0,136	0,214	0,186	0,25	0,336	0,393	0,379	0,357	0
V8	0,1	0,207	0,2	0,171	0,064	0,057	0,093	0,043	0	0	0
V9	0	0,271	0,257	0,178	0,128	0,064	0,057	0,057	0,086	0	0
V10	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,050	0,146	0,163	0,180	0,143	0,138	0,152	0,158	0,115	0,105	0,032
Standard abweichung	0,479	0,086	0,093	0,079	0,071	0,074	0,107	0,125	0,148	0,158	0,095

Tabelle 10

Endo-Stepper											
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
W1	0	0,12	0,14	0,16	0,1	0,06	0	0	0	0	0
W2	0	0,03	0,1	0,15	0,16	0,16	0,21	0,2	0	0	0
W3	0,03	0,19	0,21	0,22	0,06	0	0,09	0,09	0	0	0
W4	0,029	0,018	0,059	0,011	0,024	0,159	0,205	0,27	0,235	0,153	0
W5	0	0,06	0,19	0,17	0,18	0,15	0,13	0,22	0,21	0	0
W6	0,03	0,09	0,08	0,13	0,24	0,27	0,28	0	0	0	0
W7	0,024	0,029	0,194	0,165	0,176	0,194	0,241	0,188	0,247	0	0
W8	0	0,224	0,188	0,188	0,153	0,059	0,165	0,253	0	0	0
W9	0	0,159	0,141	0,135	0,082	0,111	0,059	0,106	0	0	0
W10	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	X
Mittelwert	0,013	0,102	0,145	0,178	0,131	0,129	0,153	0,148	0,077	0,017	0
Standard abweichung	0,015	0,076	0,055	0,058	0,068	0,081	0,091	0,103	0,116	0,051	0

Tabelle 11

TCM 3000											
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
X1	0	0	0,088	0,176	0,212	0,129	0,229	0,206	0,2	0,206	0,118
X2	0	0,141	0,111	0,153	0,129	0,094	0,106	0,082	0	0	0
X3	0,011	0,111	0,176	0,141	0,159	0,176	0,082	0,076	0	0	0
X4	0,082	0,094	0,111	0,082	0,029	0,024	0	0	0	0	0
X5	0,119	0,232	0,202	0,179	0,173	0,232	0,19	0	0	0	0
X6	0,035	0,047	0,065	0,088	0,188	0,218	0,318	0,329	0,194	0,224	0
X7	0	0,012	0,088	0,129	0,182	0,176	0,312	0,341	0,247	0	0
X8	0,109	0,094	0,129	0,188	0,206	0,229	0,224	0,153	0,188	0	0
X9	0,165	0,129	0,206	0,206	0,182	0,212	0,182	0,282	0,247	0	0
X10	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,058	0,096	0,131	0,149	0,162	0,166	0,183	0,163	0,119	0,048	0,013
Standard abweichung	0,062	0,071	0,052	0,043	0,056	0,070	0,105	0,134	0,115	0,095	0,039

Tabelle 12

Endolift M4											
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Y1	0	0	0	0,178	0,314	0,336	0,271	0,179	0,129	0	0
Y2	0	0,029	0,286	0,271	0,264	0,193	0,143	0,071	0,129	0	0,064
Y3	0,157	0	0,164	0,157	0,221	0,257	0,293	0,2	0,193	0,029	0
Y4	0,114	0,207	0,264	0,336	0,436	0,421	0,386	0,386	0,171	0	0
Y5	0,164	0,4	0,536	0,571	0,9	0,471	0,321	0,257	0,221	0,157	0
Y6	0,014	0,207	0,35	0,45	0,414	0,321	0,243	0,136	0,064	0,114	0
Y7	0,107	0,229	0,236	0,264	0,364	0,343	0,271	0,264	0,236	0	0
Y8	0,029	0,236	0,286	0,279	0,229	0,229	0,143	0,093	0,057	0	0
Y9	0,029	0,15	0,343	0,479	0,414	0,379	0,271	0,214	0,143	0	0
Y10	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,068	0,162	0,274	0,332	0,395	0,328	0,260	0,200	0,149	0,033	0,007
Standard abweichung	0,067	0,133	0,145	0,141	0,206	0,090	0,078	0,097	0,063	0,060	0,021

Tabelle 13

Hand											
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Z1	0	0,057	0,129	0,186	0,186	0,071	0,1	0,043	0,043	0,114	0
Z2	0	0	0,15	0,143	0,143	0,114	0,093	0,029	0,121	0	0
Z3	0	0,0143	0,214	0,336	0,4	0,4	0,3	0,164	0	0	0
Z4	0,114	0,264	0,467	0,479	0,307	0,086	0	0	0	0	0
Z5	0,214	0,279	0,229	0,2	0,129	0	0	0	0	0	0
Z6	0,057	0,071	0,121	0,214	0,129	0,028	0,071	0,114	0,221	0,257	0,279
Z7	0,029	0,221	0,336	0,371	0,214	0,129	0,114	0,129	0,136	0	0
Z8	0	0,043	0,2	0,186	0,271	0,243	0,307	0,057	0	0	0
Z9	0,043	0,214	0,15	0,286	0,221	0,157	0,043	0	0,014	0,029	0
Z10	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,051	0,129	0,222	0,267	0,222	0,136	0,114	0,060	0,060	0,044	0,031
Standard abweichung	0,072	0,113	0,113	0,110	0,091	0,122	0,115	0,062	0,081	0,088	0,093

Tabellen für Große Krümmung an extrahierten menschlichen Zähnen

Tabelle 14

K3endo											
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
V1	0,2	0,279	0,214	0,114	0,057	0,136	0,071	0,071	0	0	0
V2	0,214	0,164	0,129	0,2	0,2	0,057	0,013	0,013	0,05	0,1	0
V3	0,143	0,186	0,229	0,171	0,121	0,079	0,121	0,257	0,093	0	0
V4	0,15	0,121	0,061	0,1	0,09	0,1	0,15	0,113	0	0	0
V5	0,186	0,114	0,179	0,214	0,157	0,229	0,25	0,129	0	0,071	0
V6	0,129	0,25	0,193	0,25	0,171	0,157	0,186	0,121	0	0	0
V7	0,314	0,329	0,271	0,243	0,257	0,214	0,129	0,114	0,164	0,2	0
V8	0,2	0,129	0,1	0,1	0,114	0,121	0,171	0,143	0	0	0
V9	0,171	0,093	0,043	0,1	0,136	0,193	0,193	0,114	0,029	0	0
V10	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,190	0,185	0,158	0,166	0,145	0,143	0,143	0,199	0,037	0,041	0
Standard abweichung	0,055	0,083	0,079	0,063	0,060	0,060	0,070	0,065	0,057	0,070	0

Tabelle 15

Endo-Stepper											
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
W1	0,24	0,16	0,03	0,06	0,06	0,06	0	0	0	0	0
W2	0,28	0,17	0,06	0,03	0,9	0,2	0,14	0	0	0	0
W3	0,14	0,09	0,1	0,05	0,11	0,09	0,16	0,17	0	0	0
W4	0,212	0,276	0,082	0,059	0,018	0,018	0,029	0,141	0,153	0,2	0
W5	0,19	0,16	0,1	0,03	0	0,03	0,18	0,09	0,03	0	0
W6	0,17	0,18	0,08	0,03	0	0	0,08	0	0	0	0
W7	0,224	0,153	0,059	0,118	0,082	0,141	0,118	0,224	0,2	0	0
W8	0,088	0,171	0,271	0,159	0,029	0,029	0,118	0,271	0	0	0
W9	0,1	0,118	0,059	0	0	0	0,035	0,047	0	0	0
W10	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,183	0,164	0,093	0,060	0,133	0,063	0,096	0,105	0,043	0,022	0
Standard abweichung	0,064	0,051	0,070	0,049	0,290	0,069	0,063	0,102	0,077	0,067	0

Tabelle 16

TCM 3000											
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
X1	0,288	0,294	0,265	0,153	0,071	0,047	0,024	0	0	0,118	0,176
X2	0,188	0,141	0,082	0,059	0,029	0,035	0,029	0,011	0	0	0
X3	0,153	0,153	0,118	0,082	0,041	0,2	0,176	0,082	0	0	0
X4	0,165	0,082	0,071	0,071	0,094	0,053	0	0	0	0	0
X5	0,143	0,048	0,179	0,125	0,185	0,143	0,173	0	0	0	0
X6	0,171	0,229	0,264	0,194	0,2	0,112	0,053	0	0,035	0,076	0
X7	0,141	0,224	0,188	0,082	0,053	0	0	0,024	0,1	0	0
X8	0,188	0,129	0,076	0,024	0	0,088	0,129	0,165	0,182	0	0
X9	0,094	0,153	0,153	0,071	0,082	0,082	0,165	0,129	0,059	0	0
X10	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,170	0,161	0,155	0,096	0,084	0,084	0,083	0,046	0,042	0,022	0,020
Standard abweichung	0,053	0,077	0,076	0,052	0,068	0,061	0,076	0,064	0,063	0,044	0,059

Tabelle 17

Endolift M4											
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Y1	0,164	0,271	0,314	0,264	0,114	0,014	0,029	0,136	0,157	0	0
Y2	0,136	0,164	0,193	0,143	0,057	0,086	0,224	0,279	0,193	0,086	0,071
Y3	0,214	0,171	0,157	0,2	0,157	0,129	0,05	0	0	0,15	0,321
Y4	0,236	0,107	0,057	0,043	0,05	0,029	0,029	0,1	0,107	0,171	0
Y5	0,25	0,139		0,057	0,036	0,043	0,021	0	0	0,029	0
Y6	0,236	0,107	0,121	0,214	0,136	0,129	0,057	0,057	0,029	0	0
Y7	0,179	0,186	0,114	0,043	0,014	0	0,036	0,036	0	0	0
Y8	0,15	0,043	0	0	0	0	0,029	0	0,1	0	0
Y9	0,314	0,164	0	0,029	0,057	0,014	0,171	0	0	0	0,129
Y10	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,209	0,150	0,120	0,110	0,069	0,049	0,072	0,068	0,065	0,048	0,058
Standard abweichung	0,057	0,063	0,105	0,096	0,055	0,052	0,073	0,093	0,076	0,070	0,109

Tabelle 18

Hand											
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Z1	0,271	0,25	0,2	0,107	0,029	0	0,043	0,071	0,1	0,171	0
Z2	0,186	0,186	0,157	0,186	0,15	0	0	0,114	0,086	0	0
Z3	0,279	0,264	0,221	0,157	0,097	0,079	0,086	0,057	0	0	0
Z4	0,25	0,2	0,136	0,086	0,1	0,057	0,057	0,036	0,029	0	0
Z5	0,121	0,057	0,029	0,029	0	0,043	0,029	0	0,086	0	0
Z6	0,214	0,343	0,286	0,186	0,2	0,236	0,279	0,271	0,229	0,1	0
Z7	0,257	0,193	0	0	0,093	0,171	0,114	0,107	0,029	0	0
Z8	0,2	0,3	0,264	0,271	0,221	0,121	0	0,029	0,057	0,114	0,171
Z9	0,357	0,179	0,121	0,064	0,043	0,029	0	0,014	0,057	0	0
Z10	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,237	0,219	0,157	0,121	0,104	0,082	0,068	0,078	0,075	0,043	0,019
Standard abweichung	0,669	0,083	0,098	0,087	0,075	0,080	0,089	0,082	0,066	0,067	0,057

Tabellen für Kleine Krümmung an Kunststoffblöcken

Tabelle 19

K3endo								
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8
A1	0,25	0,25	0,25	0,27	0,3	0,95	1,75	2,45
A2	0	0	0	0,1	0,2	0,9	1,75	1,45
A3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,45	0,75	1,3	1,75
A4	0,4	0,35	0,3	0,3	0,45	1,2	1,75	2,05
A5	0,2	0,25	0,2	0,25	0,5	1,65	2,5	2,45
A6	0,25	0,3	0,3	0,25	0,6	1,4	2,5	2,7
A7	0	0,2	0,2	0,25	0,5	0,9	1,4	2,15
A8	0,3	0,3	0,2	0,25	0,5	1,4	2,1	2,45
A9	0,2	0,2	0,3	0,5	0,6	1,1	1,9	2,35
A10	0,3	0,3	0,3	0,2	0,7	1,55	2,15	2,6
Mittelwert	0,210	0,235	0,225	0,257	0,480	1,180	1,940	2,240
Standard abweichung	0,126	0,097	0,092	0,101	0,146	0,308	0,408	0,394

Tabelle 20

Endo-Stepper								
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8
B1	0	0	0	0	0	0,2	0,8	0,9
B2	0	0	0	0,2	0,2	0,75	1,25	1,55
B3	0	0,1	0,3	0,3	0,8	1,2	1,8	2,45
B4	0	0	0,1	0,2	0	0,7	1,5	1,95
B5	0	0,2	0,45	0,7	0,5	0,95	1,4	1,6
B6	0	0	0,1	0,3	0,85	0,65	0,65	1,3
B7	0	0	0,2	0,45	0,65	1,65	2,35	2,8
B8	0	0	0,1	0,4	0,45	0,8	1,5	1,85
B9	0,1	0,2	0,2	0,2	0,5	0,7	1,15	1,8
B10	0	0	0,2	0,2	0,4	0,75	1,75	2,1
Mittelwert	0,010	0,050	0,165	0,295	0,435	0,835	1,415	1,830
Standard abweichung	0,032	0,085	0,138	0,189	0,297	0,380	0,496	0,547

Tabelle 21

TCM 3000								
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8
C1	0	0,1	0,05	0	0,65	1,15	1,2	1,7
C2	0	0,3	0,4	0,5	1	1,35	1,7	1,75
C3	0	0	0,35	0,7	0,8	1	1,35	1,5
C4	0	0,05	0,2	0,7	0,8	1,05	1,5	1,6
C5	0,55	0,4	0,7	0,9	1,05	1,2	1,65	2,2
C6	0	0	0	0,2	0,6	0,9	1,15	1,15
C7	0	0	0,55	0,9	1,2	1,3	1,7	1,9
C8	0	0	0,05	0,1	0,6	1,1	1,75	2,1
C9	0	0	0,05	0,05	0,7	1,35	2	2
C10	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,061	0,094	0,261	0,450	0,822	1,156	1,556	1,767
Standard abweichung	0,183	0,151	0,252	0,367	0,215	0,159	0,279	0,327

Tabelle 22

Endolift M4								
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8
D1	0	0	0,2	1,15	2	2,1	2,65	2,25
D2	0,55	0	0,2	0,9	1,9	2,6	2,7	2,85
D3	0	0,1	1,1	2,05	2,8	3,15	2,55	1,6
D4	0	0	0,2	1,2	1,85	2,5	2,5	2,2
D5	0	0	0	0	0,5	1,2	1,3	1,65
D6	0,4	0,4	0,6	1,1	1,6	2,1	2,3	2,2
D7	0	0,85	0,9	1,3	1,8	1,8	1,85	2,2
D8	0	0	1,05	1,9	2,6	3,1	2,45	0,95
D9	0	0,45	1,1	1,3	1,3	1,7	1,2	0,8
D10	0	0	0,2	1,2	1,85	2,3	2,4	2,6
Mittelwert	0,095	0,180	0,555	1,210	1,820	2,255	2,190	1,930
Standard abweichung	0,203	0,293	0,444	0,555	0,639	0,612	0,549	0,670

Tabelle 23

Hand								
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8
E1	0	0,1	0	1,05	1,65	1,65	1,25	0,45
E2	0	0,5	0,5	1,6	2,15	2,65	2,3	1,9
E3	0	0	0	0	0,9	0,9	0,95	0,95
E4	0,05	0,3	0,5	0,65	1,25	2	2,3	1,6
E5	0	0	0	0,2	0,8	1,4	1,4	1,2
E6	0	0,1	0,3	1,11	1,95	2,25	2	1
E7	0	0	0	0,2	0,4	1,15	1,65	1,55
E8	0,2	0,8	1	1,2	1,85	2,1	2,4	2,5
E9	0	0,35	0,4	0,85	1,45	1,8	2,1	1,45
E10	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,028	0,239	0,300	0,762	1,380	1,767	1,817	1,400
Standard abweichung	0,067	0,276	0,343	0,539	0,587	0,555	0,524	0,595

Tabellen für Große Krümmung an Kunststoffblöcken

Tabelle 24

K3endo								
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8
A1	0,25	0,9	1,4	1,8	1,9	1,5	1,15	1,2
A2	1,1	1,85	2,15	2,1	2,2	2,1	1,65	2,2
A3	0,45	1,05	1,65	1,85	1,85	2,1	2,7	2
A4	0,6	0,95	1,6	2	2	1,75	1,65	1,85
A5	0,65	1,35	1,8	2,2	1,8	1,5	0,55	1,35
A6	0,85	0,8	1,3	1,85	2	1,4	0,8	0,65
A7	0,4	0,5	1,05	1,4	1,85	1,55	1,3	1,2
A8	0,5	0,8	1,55	1,7	2	1,7	1,4	1,5
A9	0,8	1,1	2,6	2,7	2,2	2,1	1,75	1,7
A10	0,4	0,75	1,3	2	2,2	1,5	1,2	1,65
Mittelwert	0,600	1,005	1,640	1,960	2,000	1,720	1,415	1,530
Standard abweichung	0,256	0,375	0,454	0,343	0,155	0,281	0,590	0,452

Tabelle 25

Endo-Stepper								
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8
B1	0	0,1	0,7	1	0,6	0,8	1,05	1,3
B2	0	0,1	0,2	0,4	0,5	0,6	0,5	0,4
B3	0	0,5	0,85	1	0,9	1,15	1,1	0,6
B4	0,3	0,8	1,05	1,3	1,1	1,2	1,2	1,2
B5	0	0,2	0,45	0,95	1,1	1,1	0,7	0,85
B6	0,4	0,35	0,25	0,25	0,35	0,85	1,4	1,15
B7	0	0,65	0,85	0,85	0,45	0,45	0	0,2
B8	0	0,4	0,45	0,4	0,65	1,15	0,75	0,65
B9	0,2	0,45	0,7	0,2	0,65	1,2	1,3	0,9
B10	0	0,1	0,5	0,85	0,5	0,7	0,65	0,75
Mittelwert	0,090	0,365	0,600	0,720	0,680	0,920	0,865	0,800
Standard abweichung	0,152	0,244	0,276	0,377	0,266	0,276	0,428	0,354

Tabelle 26

TCM 3000								
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8
C1	0	0,5	1,65	2,2	2,8	2,1	1,6	1,85
C2	0	0,6	0,8	1,4	1,2	1,1	0,85	0,35
C3	0,2	0,3	0,9	1	1	0,55	0,5	0,4
C4	0	0	0,6	1	1,05	0,55	0,5	0,7
C5	0,05	0,1	0,7	0,95	0,8	0,5	0,7	0,9
C6	0,1	0,4	0,8	1,2	1,3	1,1	1,2	1,3
C7	0,5	0,4	0,95	1,05	1	1,15	0,85	0,9
C8	0,05	0,6	1,1	1,2	1,35	1	0,85	0,9
C9	0,45	0,85	1,4	1,7	1,15	1,8	0,9	0,9
C10	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,150	0,417	0,989	1,300	1,294	1,094	0,883	0,911
Standard abweichung	0,195	0,262	0,342	0,413	0,589	0,555	0,344	0,455

Tabelle 27

Endolift M4								
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8
D1	0,35	1,2	1,15	0,95	0,5	0,7	0,65	0,3
D2	0,55	1,05	1,25	1,1	0,5	0,3	0,1	0
D3	0,85	0,95	1,15	1,1	0,4	0,7	0,9	1
D4	0	0,6	1,1	1	0,65	0,3	0	0
D5	0,35	0,95	1,25	1,4	1,15	0,55	0,4	0,6
D6	0,2	0,7	1,15	1	0,5	0,2	0,1	0,2
D7	0,5	0,85	0,9	0,7	0,8	0,6	0,4	0
D8	0,9	0,5	0,45	0,4	0,1	0,3	0,6	1
D9	0	0,9	1,1	1,1	1,1	0,4	0,85	1,2
D10	0,2	1,1	1,35	1	0,4	0,2	0,2	0,2
Mittelwert	0,390	0,880	1,085	0,975	0,610	0,425	0,420	0,450
Standard abweichung	0,314	0,223	0,253	0,266	0,326	0,196	0,322	0,465

Tabelle 28

Hand								
Meßpunkt	1	2	3	4	5	6	7	8
E1	0,9	1,3	1,75	1,1	0,05	0	0,02	0,04
E2	0,5	2,1	1,85	1,2	0	0,1	0,2	0,55
E3	0,5	1,85	1,7	1,3	0,45	0	0	0
E4	0,4	2,05	2,05	1,25	0,5	0	0	0
E5	0,55	1,9	1,3	1	0,6	0	0	0
E6	0,5	1,4	1,25	0,6	0,3	0	0	0
E7	0	1,25	1,25	1,4	0,55	0	0	0
E8	1,7	1,55	1,7	1,25	0,45	0,1	0	0
E9	0,2	1,6	1,15	0,85	0,2	0	0	0
E10	x	x	x	x	x	x	x	x
Mittelwert	0,583	1,667	1,556	1,106	0,344	0,022	0,024	0,066
Standard abweichung	0,486	0,320	0,322	0,252	0,219	0,044	0,066	0,182

Diagramme zum Materialabtrag

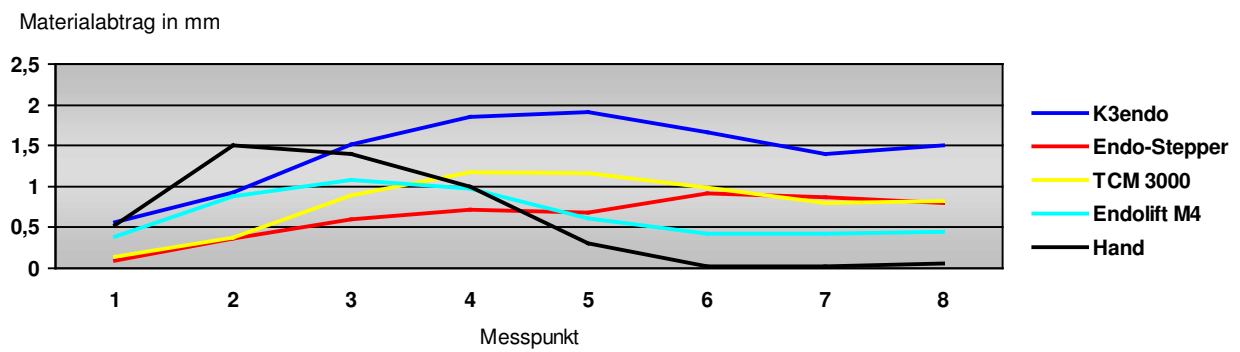


Abb.30: Diagramm für große Kurvatur Kunststoffblöcke

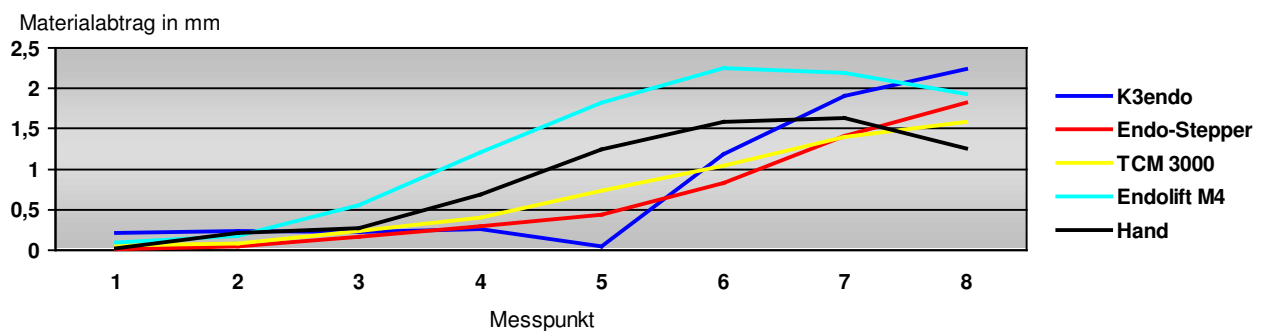


Abb.31: Diagramm für kleine Kurvatur Kunststoffblöcke

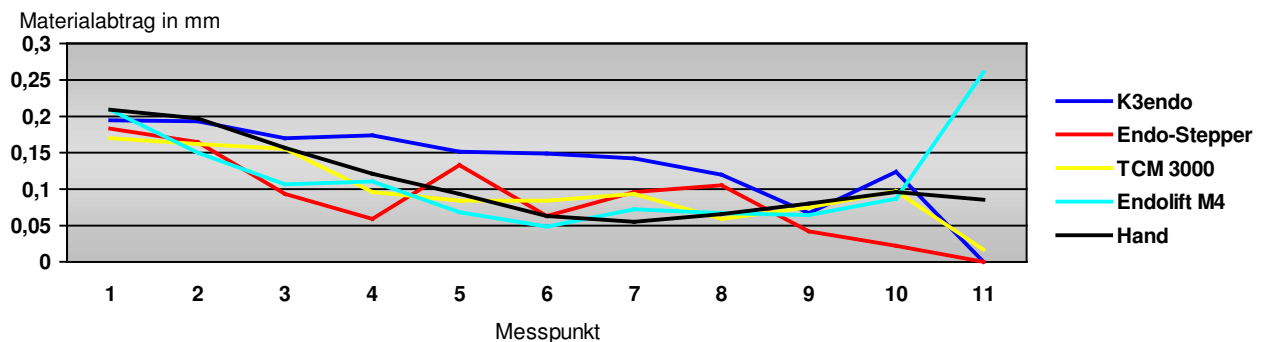


Abb.32: Diagramm für große Kurvatur extrahierte Zähne

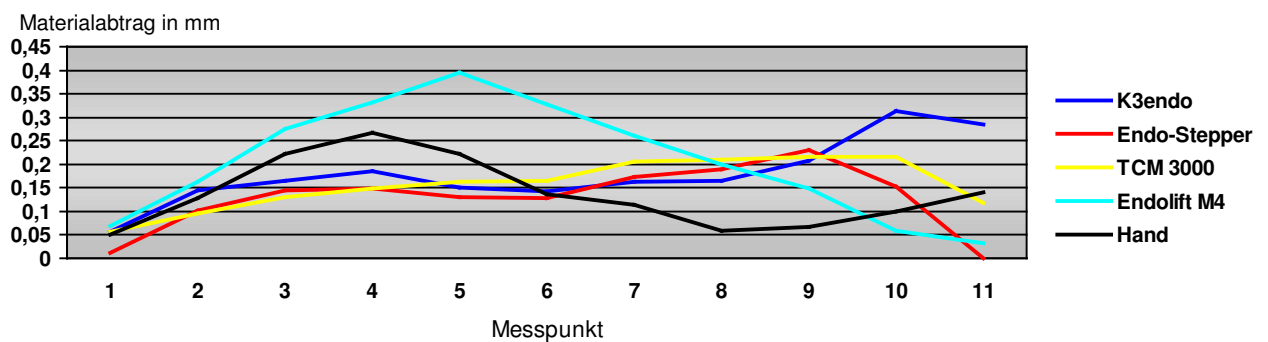


Abb.33: Diagramm für kleine Kurvatur extrahierte Zähne

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, daß ein gleichmäßiger Materialabtrag an den Außen- und Innenseiten des Wurzelkanals von keinem der hier verwendeten Systeme erreicht wurde.

Kunststoffblock

Die Aufbereitungen mit der Hand (K-Flexofile) und dem Endolift M4 (Safety Hedström File) zeigen, bis auf den koronalen Abschnitt an der äußeren Krümmung, vergleichbare Ergebnisse. An den apikalen drei Messpunkten der inneren Kanalwand und im mittleren Drittel der äußeren Krümmung wurde ein übermäßiger Materialabtrag beobachtet. 2 Millimeter oberhalb des Apex wurde an der kleinen Krümmung mit Handinstrumenten kein Material entfernt. Hier zeigten lediglich der Endolift M4 mit Safety Hedström File und das K3endo-System eine Erweiterung. Das in Kap 4.5.2 beschriebene "übermäßige" Vorbiegen der Safety Hedström File ab der ISO Größe 25, wodurch der Wandkontakt der Feile zu den "Danger-Zone" Abschnitten des Kanalverlaufs minimiert werden sollte, zeigte nur an dem ersten Meßpunkt der kleinen Krümmung den erhofften Effekt. Vor allem im mittleren Drittel der kleinen Krümmung zeigte der Endolift M4 mit Safety Hedström Files inakzeptable Ergebnisse. Vergleicht man den Materialabtrag an beiden Krümmungen über die gesamte Länge des Kanals, so zeigen die Handaufbereitung und der Endolift M4 eine sehr unregelmäßige Aufbereitung.

Die beiden mit ProFile angewandten Aufbereitungsmotoren Endo-Stepper und TCM 3000 unterscheiden sich nur geringfügig voneinander. An den apikalen zwei Meßpunkten sowohl an der kleinen wie auch an der großen Krümmung wurde mit beiden Systemen die geringste Erweiterung erreicht. Es fällt auf, daß der Materialabtrag der mit TCM 3000 aufbereiteten Kanalwände in fast allen Meßpunkten höher ist. Dies läßt sich durch die fehlende Drehmomentbegrenzung des TCM 3000 erklären, wodurch mehr Kraft auf die Feile ausgeübt werden kann, ohne daß der Motor stoppt. Bezüglich der Formgebung erreicht somit der TCM 3000 die besseren Ergebnisse.

Die Aufbereitungsergebnisse des K3endo-Systems sind im mittleren und koronalen Abschnitt mit denen von ProFile und apikal mit denen der Stahlfeilen vergleichbar. Zwei Millimeter oberhalb des Apex wurde an der kleinen Krümmung mit diesem System der größte Materialabtrag beobachtet. Mit dem K3endo-System wurde bezüglich der gleichmäßigen Bearbeitung der Kanalwände das beste Ergebnis erreicht. Vergleiche der Werte ergaben für den Materialabtrag an der äußeren Krümmung signifikante Unterschiede zwischen dem K3endo-System und allen anderen Aufbereitungsarten

(Endo-Stepper $p=0,000$, TCM 3000 $p=0,001$, Endolift M4 $p=0,000$, Handaufbereitung $p=0,000$). Die Werte für den Materialabtrag an der inneren Krümmung zeigten bei dem Vergleich des Endolift M4 mit Safety Hedström Files gegenüber den Nickel-Titan Aufbereitungssystemen signifikante Unterschiede (mit K3endo-System ($p=0,001$), mit Endo-Stepper (mit ProFile) ($p=0,000$), mit TCM 3000 (mit ProFile) ($p=0,003$)).

Wurzeln extrahierter Zähne

Die Mittelwerte zeigen, dass bei allen hier verwendeten Systemen ein Materialabtrag über den gesamten Verlauf des Wurzelkanals statt fand. Am ersten apikalen Meßpunkt der kleinen Krümmung wurde der geringste Abtrag mit dem Endo-Stepper (ProFile) erreicht. Alle übrigen Systeme trugen annähernd gleich viel Material ab. Im mittleren Kanaldrittel zeigte der Endolift M4 (Safety Hedström File) eine übermäßige Erweiterung. Die Aufbereitung von Hand (K-Flexofile) ergab am Messpunkt 3, 4 und 5 ebenfalls starken Materialabtrag, der aber noch im akzeptablen Bereich lag. Für die Aufbereitung mit den hier verwendeten Nickel-Titan-Feilen ergeben sich ähnliche Werte über den gesamten Kanalverlauf (Abb.:30 und 31). Beim Vergleich dieser Systeme zeigt das K3endo-System an den ersten vier Meßpunkten der kleinen Krümmung den größten, und im koronalen Bereich den geringsten Materialabtrag. Die mit der ProFile betriebenen Systeme Endo-Stepper und TCM 3000 ergaben über den gesamten Kanalverlauf ähnliche Werte, wobei mit dem TCM 3000 fast durchweg etwas mehr Dentin abgetragen wurde. Die im koronalen Bereich höhere Materialentfernung der mit Nickel-Titan Feilen betriebenen Systeme lässt sich durch die Verwendung der Anfangserweiterungsfeile mit großer Konizität erklären.

Bei der Aufbereitung der großen Krümmung zeigte die Handaufbereitung (K-Flexofile) und der Endolift M4 (Safety Hedström File) am ersten Messpunkt, also 1mm vom Apex entfernt, den größten Materialabtrag. Der durch das Vorbiegen der Safety Hedström Feilen erhoffte Effekt (s. Kap 4.5.2) konnte im apikalen Drittel nicht beobachtet werden. Das K3endo-System erreichte hier ähnliche Werte. Im weiteren Verlauf des Wurzelkanals zeigten alle verwendeten Systeme eine Abnahme des Materialabtrags bis 9mm vom Apex entfernt. An den Messpunkten 2 bis 8 ergab die Aufbereitung mit dem K3endo-System den größten Materialabtrag. In Abb.32 ist zu erkennen, dass die ProFile-Nickel-Titan-Feilen und die hier verwendeten Stahlfeilen (Endolift M4/Safety Hedström Files und Hand/K-Flexofile) ähnlich viel Material abtrugen. Das K3endo-

System zeigte auch in dem als problematisch anzusehenden mittleren Abschnitt des gekrümmten Kanals sehr gute Schneidleistungen.

Der Endo-Stepper (ProFile) zeigt im mittleren Drittel des Kanals weit streuende Werte, die auf die geringe Anzahl der untersuchten Wurzelkanäle zurückzuführen sind.

Wird der Materialabtrag der kleinen und großen Krümmung bezüglich der gleichmäßigen Erweiterung des Kanals betrachtet, so wurde mit dem K3endo-System das beste Ergebnis erreicht.

Signifikante Unterschiede des Materialabtrags an der äußeren Krümmung konnten nicht erkannt werden. An der inneren Krümmung konnte nur bei dem Vergleich des Endo-Stepper (ProFile) mit dem Endolift M4 (Safety Hedström Files) ein signifikanter Unterschied zu Gunsten der erstgenannten Kombination festgestellt werden ($p=0,001$).

6. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurden verschiedene maschinell unterstützte und manuelle Aufbereitungsmethoden des nach Schneider (1971) stark gebogenen Wurzelkanals ($<25^\circ$) untersucht. Es wurden Nickel-Titan Feilen, welche teilweise in drehmomentgesteuerten Antrieben verwendet wurden, mit der als Standard gesetzten manuellen Aufbereitung mit Stahlfeilen und mit den für gekrümmte Kanäle modifizierten Safety Hedström Files verglichen. In zwei Versuchsreihen wurden die genannten Methoden jeweils an 10 simulierten Kanälen im Kunststoffblock und an 10 extrahierten Zahnwurzeln angewandt. Kriterien der Qualitätsuntersuchung waren:

- die Veränderung des Kanalverlaufs nach Aufbereitung
- die Veränderung der Arbeitslänge
- die Veränderung des Krümmungswinkels
- das Auftreten von Präparationsfehlern
- die Arbeitssicherheit
- der Zeitaufwand

Als Vertreter für moderne Endodontieantriebsmotoren mit Drehmomentbegrenzung wurden der EndoStepper (S.E.T., Olching, Germany) mit ProFile (Maillefer Dentsply, Ballagues, CH) und das K3endo-System (Kerr, Karlsruhe, Germany) ausgewählt. Der

TC Motor 3000 (Nouvag, Goldach, CH) wurde als Antriebsmotor ohne Drehmomentbegrenzung ebenfalls mit ProFile (Maillefer Dentsply, Ballagues, CH) untersucht. Die Aufbereitungstechniken orientierten sich an den Angaben der Feilenhersteller. Ebenfalls wurde das Endodontiewinkelstück Endolift M4 Safety-Handpiece mit Safety Hedström Files (Kerr, Karlsruhe, Germany) untersucht. Als Standard diente die manuelle Aufbereitung mit K-Flexofiles (Maillefer, Ballagues, CH), welche mit der "Ballanced-Force" Technik angewandt wurden.

6.1 Kunststoffblöcke und Wurzeln extrahierter Zähne

Für die Effektivitätsstudien von Wurzelkanalaufbereitungsmethoden werden häufig Kanäle in Kunststoffblöcken herangezogen. Der verwendete Kunststoff ist bezüglich der Abriebeigenschaften vergleichbar mit dem Wurzeldentin. Besonders Untersuchungen der Schneidleistung von Feilen werden häufig an Kunststoffblöcken durchgeführt. Die Vorteile bestehen in der Reproduzierbarkeit als Voraussetzung für eine standardisierte Untersuchung (Weine et al., 1976; Lim und Webber, 1985; Tepel et al., 1993; Briseño, 1996; Szep et al., 1998). Es liegt immer die gleiche Härte und Form des Materials vor und die anatomische Varianz extrahierter Zähne wird ausgeschlossen. Für praxisnahe Aussagen bezüglich der Aufbereitung sind allerdings auch Untersuchungen an Wurzeln extrahierter Zähne nötig, um den tatsächlichen Wirkungsgrad der einzelnen Systeme feststellen zu können. So wurden in dieser Untersuchung auch extrahierte Molaren und Prämolaren mit eingebunden, da diese Zahngruppen häufig unregelmäßig gekrümmte Wurzeln aufweisen.

6.2 Krümmungswinkel

In vielen Untersuchungen zur Effektivität von Wurzelkanalaufbereitungsmethoden an gekrümmten Wurzeln wird eine Verkleinerung des Krümmungsgrades festgestellt (Tschamer, 1961; Yamaguchi et al., 1988; Dummer et al., 1989; Briseño, 1992; Hülsmann und Stryga, 1993; Schäfer und Tepel, 1993; Shankar et al., 1993; Brauner et al., 1997; Schäfer und Fritzenschaft, 1999; Hülsmann, 2000; Schäfer und Zapke, 2000). Die Ergebnisse der hier vorliegenden Untersuchung bestätigen teilweise diese grundlegende Beobachtung bei der Präparation gekrümmter Kanäle. Eine mögliche

Ursache ist vor allem das Bestreben starrer Instrumente, sich im gekrümmten Zustand wieder strecken zu wollen und somit an den als "Danger Zone" bezeichneten Kanalabschnitten (koronales und apikales Drittel an der KanalAußenseite, mittleres Drittel an der Kanalinnenseite) verstärkten Wandkontakt aufweisen (Herrmann, 1998). Untersuchungen mit Nickel-Titan-Instrumenten, welche verglichen mit Stahlinstrumenten als wesentlich flexibler charakterisiert werden, zeigen dementsprechend auch eine geringere Begradigung. Die Versuchsreihe an extrahierten Zahnwurzeln bestätigt diese Annahme. Hier waren die Stahlinstrumente mit einer durchschnittlichen Winkelverkleinerung von $4,83^\circ$ (Handaufbereitung/K-Flexofile) und $6,22^\circ$ (Endolift M4/Safety Hedström Files) den Nickel-Titan-Instrumenten mit $1,98^\circ$ (Endo-Stepper), $2,38^\circ$ (TCM 3000) und $3,06^\circ$ (K3endo) unterlegen. Vergleichende Untersuchungen anderer Autoren ergaben ähnliche Ergebnisse (Hülsmann und Berzbach, 1989; Schäfer und Zapke, 2000; Szep et al., 2001).

In neueren Untersuchungen verglichen Schäfer und Schlingemann (2003) K-Flexofeilen mit dem K3endo System an extrahierten Zähnen mit gekrümmtem Kanal. Es zeigte sich eine signifikante Überlegenheit des K3endo-Systems bezüglich des Krümmungswinkels. Die ermittelten Werte betrugen $1,36^\circ$ für das K3endo System und $6,91^\circ$ für die Handaufbereitung.

Frühere Untersuchungen von Schäfer und Florek (2003) an extrahierten Zähnen mit ProFile-Instrumenten und K-Flexofeilen ergaben ebenfalls deutliche Unterschiede zu Gunsten der ProFile Instrumente. Die aufbereitungsbedingte Abnahme der Kanalkrümmung wurde für ProFile als gering, für K-Flexofeilen als ausgeprägt bezeichnet. Genaue Zahlenwerte gibt der Autor nicht an.

Bei den simulierten Kanälen im Kunststoffblock konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (Kruskal-Wallis $p=0,907$). Die durchschnittliche Winkelverkleinerung betrug $3,74^\circ$ wobei die Werte zwischen $3,33^\circ$ (TCM 3000) und $4,25^\circ$ (Endo-Stepper) lagen.

6.3 Arbeitslänge

Für den Verlust an Arbeitslänge können mehrere Faktoren, die das weitere Eindringen der Feilen verhindern, verantwortlich gemacht werden. Dazu zählen die apikale Blockade des Kanals durch abgespaltene Dentinspäne, die Ausbildung einer

unüberwindbaren Stufe oder mangelnde Schneidleistung der Instrumentenspitze (Hülsmann, 1993, 2000).

In der Literatur sind sehr unterschiedliche Ergebnisse veröffentlicht worden. Die Werte reichen von 0mm bei Schäfer (1999) und Szep et al.(1998, 2000) bis 8,2mm bei Tepel (2000) für Nickel-Titan Feilen im simulierten Kanal.

Schäfer und Florek (2003) verglichen das maschinell betriebene K3endo System mit K-Flexofeilen, welche in einer feilenden Bewegung benutzt wurden. Der Verlust an Arbeitslänge betrug bei dem K3endo System zwischen 0,28mm und 0,35mm. Die Handaufbereitung mit K-Flexofeilen zeigte mit 0,41mm bis 0,49mm größere Werte. Die Untersuchung berücksichtigte starke und sehr starke Kanalkrümmungen wobei der Arbeitslängenverlust parallel zur Kanalkrümmung zunahm.

Eine vergleichbare Untersuchung an extrahierten Zähnen wurde ebenfalls von Schäfer und Schlingemann (2003) durchgeführt. Es wurden insgesamt 60 Wurzelkanäle von Oberkiefer- und Unterkiefermolaren aufbereitet. Der Arbeitslängenverlust betrug im Mittel 0,04mm für das K3endo System und 0,10mm für die Handaufbereitung mit K-Flexofeilen.

Andererseits wurde von Schäfer und Lau (1999) bei einer vergleichenden Untersuchung von flexiblen Edelstahlfeilen (Flexoreamer) und Nickel- Titan Feilen (ProFile Series 29 - Reamer und K-Feilen) ein Arbeitslängenverlust von 1,6mm für die erstgenannten und bis zu 3,1mm für die Nickel-Titan Feilen festgestellt. Die Feilen wurden alle manuell in einer 360° Drehung verwendet.

Szep et al. (2001) verglich sechs unterschiedliche Nickel-Titan Feilen (u.a. ProFile .04), welche mit einem drehmomentbegrenzten Antrieb (TCM Endo / Nouvag, Goldach, CH) benutzt wurden, und Stahlfeilen sowie Nickel-Titan Feilen für die Aufbereitung mit der Hand. Eine Verkürzung der Arbeitslänge wurde bei keiner Aufbereitungsmethode beobachtet.

Die mittlere Arbeitslängenverkürzung bei Schäfer und Tepel (1993) für manuell aufbereitete künstliche Kanäle mit K-Flexofeilen betrug 1,8mm.

Über Längenverluste von 0,4mm-1,0mm berichteten Lloyd et al. (1997) bei der Anwendung des Endolift M4 Winkelstückes mit Safety Hedström Feilen.

In der vorliegenden Untersuchung wurden sowohl im Kunststoffblock als auch an extrahierten Zähnen die besten Ergebnisse mit dem K3endo System erzielt. Die schlechtesten Werte wurden ebenfalls in beiden Versuchsreihen bei Anwendung des Endolift M4 mit Safety Hedström Files beobachtet.

Der Arbeitslängenverlust des K3endo Systems war bei den simulierten Kanälen mit 0,08mm sehr gering, gefolgt vom TCM 3000 (ProFile) und der Handaufbereitung (K-Flexofile) mit 0,14mm und 0,23mm. Der Endo-Stepper (ProFile) zeigte eine Verkürzung um 0,26mm. Das schlechteste Ergebnis wurde mit dem Endolift M4 (Safety Hedström Files) präpariert und betrug 0,4mm.

Bei der Aufbereitung von extrahierten Zahnwurzeln waren die Ergebnisse der einzelnen Systeme ähnlich. Hier betrug der durchschnittliche Arbeitslängenverlust des K3endo Systems 0,21mm, gefolgt von der Handaufbereitung (K-Flexofile) und dem Endo-Stepper (ProFile) mit jeweils 0,22mm. Bei Aufbereitung mit dem TCM 3000 (ProFile) verkürzte sich die Arbeitslänge um 0,34mm. Ein vergleichbares Resultat ergab der Endolift M4 (Safety Hedström Files) mit einer Verkürzung um 0,37mm.

6.4 Aufbereitungszeit

In der Literatur finden sich häufig sehr widersprüchliche Ergebnisse zum Zeitaufwand bei Wurzelkanalaufbereitungen. Als Beispiel sei die Handaufbereitung genannt: Die Spanne reicht von 5,0min bei Weine et al. (1976) bis 30,2min bei Schulz (2001). Aussagekräftige Ergebnisse liefern nur vergleichende Studien, welche von einem Behandler durchgeführt wurden.

Insgesamt sind sich viele Autoren einig, dass die Aufbereitung mit Nickel-Titan Feilen weniger Zeit in Anspruch nimmt als mit Stahlfeilen (Gambill et al., 1996; Short et al., 1996, 1997; Bishop und Dummer, 1997; Bryant et al., 1998; Kavannagh und Lumley, 1998; Rapisarda, 1998).

In den Studien von Schäfer und Florek (2003) an simulierten Kanälen zeigt das K3endo System gegenüber der manuellen Aufbereitung mit K-Flexofeilen deutliche Vorteile bezüglich der Aufbereitungszeit. Die Kanäle wurden mit dem K3endo System durchschnittlich in 6,92min aufbereitet. Die manuelle Arbeitsweise benötigte im Mittel 13,34min. Die vergleichbare Untersuchung von Schäfer und Schlingemann (2003) an extrahierten Zähnen zeigte allerdings keine signifikanten Unterschiede. Die Aufbereitung war nach 7,21min (K3endo) bzw. nach 7,62min (K-Flexofile) beendet.

Auch Szep et al. (2001) benötigten mit Stahlfeilen (Ergoflex) verglichen mit Nickel-Titan Feilen (ProFile.04) eine wesentlich längere Aufbereitungszeit. Die Untersuchungen wurden an simulierten, gekrümmten Wurzelkanälen durchgeführt und ergaben für die Stahlfeilen eine Aufbereitungszeit von 14,12min und für ProFile.04 6,55min. Ebenfalls

Szep (1998a) stellte im Rahmen der 12. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung ähnliche Ergebnisse vor. Zwar wurden bei einer identischen Studie für die Aufbereitung mit ProFile.04 im Mittel 6min, bei der manuellen Präparation mit Stahlfeilen (Ergoflex) 9,5min benötigt. Diese Ergebnisse sollen die Subjektivität des Parameters "Aufbereitungszeit" verdeutlichen.

Der Meinung vieler Autoren widersprechen die Ergebnisse von Schäfer und Zapke (1999). Diese Autoren wiesen in ihren Untersuchungen an extrahierten Zähnen mit geradem Kanalverlauf nach, daß die manuelle Aufbereitung mit K-Flexofeilen gegenüber den maschinell betriebenen ProFile.04 und .06 schneller gelingt. Die von ihnen angewandte "Ballanced-Force" Technik war mit 7,9min der mit 250 U/min erfolgten Aufbereitung mit ProFile.04 und .06, für welche 12,0min benötigt wurden, überlegen. Untersuchungen am gekrümmten Kanal bestätigen wiederum die in der Literatur häufig zu findenden Ergebnisse. Die von denselben Autoren durchgeführte Untersuchung beinhaltete die Aufbereitung von natürlichen Kanälen extrahierter Zähne. Sie benötigten für die Bearbeitung mit ProFile.04 und .06 im Mittel 15,4min und mit K-Flexofile 18,3min.

Für das Endolift M4 Winkelstück finden sich weit differierende Angaben. Die kürzesten Arbeitszeiten ermittelten Carr et al. (1996) an simulierten gekrümmten Kanälen (3,14min).

Lloyd et al. (1997) benötigten mit dem Endolift M4 mit Safety Hedström Files für die Präparation gekrümmter Kanäle bis ISO 30 mit anschließendem „Step-Back“ durchschnittlich 9,58min. Hülsmann (2000) erreichte in einer vergleichbaren Studie (ohne „Step-Back“) ähnliche Werte um 7,42min. Der Autor stellt abschließend fest, daß die Aufbereitung mit dem Endolift M4 keine nennenswerten Vorteile gegenüber der Handaufbereitung ergibt.

Mit dem Endolift und Safety Hedström Files benötigten Zakariasen et al. (1993) hingegen weniger Zeit als mit der Handaufbereitung. Dieser Zeitgewinn konnte in einer weiteren Studie aber nicht bestätigt werden (Zakariasen und Zakariasen, 1994). Es ist davon auszugehen, daß wegen des Vorbiegens der einzusetzenden Feilen ein hoher Zeitaufwand nötig ist.

Schiele (2001) stellte fest, je enger die Kanäle sind, umso größer ist der Zeitgewinn mit rotierenden NiTi-Feilen. Bei geraden Kanälen im Frontzahn- Molaren- und Prämolarenbereich bevorzugt der Autor die manuelle Aufbereitung.

Die Ergebnisse in der hier vorliegenden Studie bestätigen die Angaben von Schäfer und Zapke (2000). Am simulierten Kanal im Kunststoffblock wurde die schnellste Aufbereitung mit der Hand (K-Flexofile) durchgeführt. Für die Behandlung an extrahierten Zahnwurzeln wurde mit dem K3endo System die kürzeste Zeit benötigt.

Die manuelle Aufbereitung der Kunststoffkanäle nahm im Durchschnitt 5min in Anspruch. Nur unwesentlich mehr Zeit wurde mit dem K3endo System benötigt (5,86min). Übereinstimmende Werte von 9,4min (Endo Stepper) und 9,5min (TCM 3000) zeigten die mit ProFile kombinierten Systeme. Wegen des in die Zeitrechnung einbezogenen Vorbiegens der Feilen erreichte der Endolift M4 (Safety Hedström Feilen) die schlechtesten Ergebnisse.

In der zweiten Versuchsreihe an Wurzelkanälen extrahierter Zähne war die Aufbereitung mit dem K3endo System nach durchschnittlich 5,41min beendet. Zufriedenstellende Ergebnisse wurden auch mit dem Endo Stepper (7,06min) und der Handaufbereitung (7,29min) erreicht. Die Präparation der Kanäle mit dem TCM 3000 benötigte 9,63min. Wie bei den simulierten Kanälen erreichte der Endolift M4 mit 10,04min für die Erweiterung der extrahierten Kanäle nur mangelhafte Werte.

Abschließend sei nochmals hervorgehoben, dass dem benötigten Zeitaufwand nur eine untergeordnete Rolle bei der Bewertung der Qualität eines Aufbereitungssystems zukommt.

6.5 Präparationsfehler und Arbeitssicherheit

Das Auftreten von Präparationsfehlern im gekrümmten Kanal kann verschiedene Gründe haben. Zum einen ist das angewandte Instrument aufgrund seiner Starrheit bestrebt, sich in seine ursprüngliche Form zurück zu biegen. Es liegt somit an den als "Danger Zone" bezeichneten Abschnitten des gekrümmten Wurzelkanals (koronales und apikales Drittel an der Kanalaußenseite, mittleres Drittel an der Kanalinnenseite) stärker an und entfernt in der Bewegung mehr Material. Dieser Effekt wird bei zunehmender Feilengröße noch verstärkt. Nickel-Titan Feilen besitzen eine wesentlich höhere Flexibilität als Stahlfeilen. Die Kräfte, welche auf die Kanalwand einwirken, sind demnach geringer aber durchaus vorhanden. Ein anderer Grund für das Auftreten von Fehlern während der Präparation ist eine schneidende Instrumentenspitze. Bei forcierter Arbeitsweise schneidet die Spitze in die Kanalwand ein und es kommt zur Ausbildung einer "Via Falsa". Die Bearbeitung des gesamten Kanals ist dann nur noch

schwer zu erreichen. Der Vergleich zwischen den Aufbereitungsergebnissen flexibler Edelstahlinstrumente mit herkömmlicher Spitze (K-Flex-Feile, Kerr, Karlsruhe, Germany) und Instrumenten mit nicht-schneidender "Batt-Spitze" (Flexofile und Flexoreamer, Maillefer, Ballagues, CH) zeigen, dass für die drehend-feilende Arbeitsweise die Instrumente mit modifizierter Spitzengeometrie eindeutig besser geeignet waren (Tepel, 2000). Die Instrumente, die in dieser Studie zum Einsatz kamen, besitzen alle eine nicht-schneidende Spitze ("Batt-Spitze").

Schäfer und Florek (2003) beobachteten bei der Aufbereitung von insgesamt 96 simulierten Kanälen im Kunststoffblock bei der Anwendung des K3endo-Systems 4 Zip/Ellbow-Effekte. Mit K-Flexofeilen wurden 11 Zip/Ellbow-Effekte präpariert.

Die Untersuchung des Endolift M4 mit Safety Hedström Files Feilen an 40 simulierten Wurzelkanälen von Lloyd et al. (1997) zeigte in 16 Fällen eine Zip/Ellbow Präparation und in 19 Kanälen eine Stufenpräparation.

Hülsmann und Bertzbach (1989) untersuchten den Endolift M4 mit Reamern und Hedströmfeilen. Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, daß aufgrund der mangelnden Arbeitssicherheit und Bruchgefahr die Verwendung des Endolift M4 zur Aufbereitung gekrümmter Kanäle nicht geeignet ist.

Bei Barthel et al. (1999) wurden verschiedene Stahlfeilen unter anderem mit den ProFile verglichen. Bezüglich der Zip/Ellbow- und Stufenpräparation waren die ProFile den Stahlfeilen überlegen.

Die Präparation von "Zip" oder "Ellbow" Effekten wurde in der vorliegenden Studie bei der Anwendung von Stahlfeilen häufig beobachtet. Am simulierten Kanal zeigte die Handaufbereitung in 33% der Fälle eine "Zip"-Präparation und der Endolift M4 in 10% der Fälle eine "Ellbow"-Präparation. Mit dem TCM 3000/ProFile wurde in 10% der Fälle eine "Zip"-Präparation beobachtet. Die Aufbereitung am Wurzelkanal extrahierter menschlicher Zähne ergab bei der Anwendung mit der Hand und mit dem Endolift M4 jeweils in 20% der Fälle eine "Zip"-Präparation. Der Endo-Stepper und das K3endo-System zeigten in jeweils 10% der Fälle eine "Zip"-Präparation. Die Ausbildung eines "Ellbow" wurde bei der Handaufbereitung in 30% und mit dem Endolift M4/Safety Hedström Files in 40% der Fälle beobachtet. Das K3endo-System zeigte in 20% der Fälle eine "Ellbow"-Präparation. Somit werden die in der Literatur zu findenden Ergebnisse anderer Autoren bestätigt.

Die Fraktur eines Instruments im Kanal ist neben der „Via Falsa“ der unangenehmste Zwischenfall während der Wurzelkanalaufbereitung. Kann das Instrumentenfragment

nicht entfernt werden, ist eine Wurzelspitzenresektion häufig unumgänglich. Die in der Literatur zu findenden Angaben über extrem hohe Frakturraten von Nickel-Titan Feilen (Schäfer und Fritzenschaft, 1999; Baumann und Raab, 1998; Barthel et al., 1998) konnten in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden, wobei hier ausschließlich neuwertige Instrumente zum Einsatz kamen. Eine Erhöhung der Bruchgefahr nach Sterilisation der Feilen im Autoklaven ist durch eine andere Studie nachgewiesen (Hilt et al., 2000).

In den Untersuchungen von Szep et al. (2001) wurde eine erhöhte Bruchgefahr für Nickel-Titan Feilen im Vergleich zu Stahlfeilen beobachtet. Studien anderer Autoren zeigten für ProFile Instrumente ähnliche Ergebnisse (Thompson und Dummer, 1997; Zuolo und Walton, 1997; Bryant et al., 1998; Rapisarda et al., 1998), welche durch die vorliegende Untersuchung bestätigt werden konnten.

Bei der Aufbereitung mit dem Endolift M4 und Safety Hedström Files konnte keine Fraktur beobachtet werden. Jeweils bei der Aufbereitung simulierter Kanäle im Kunststoffblock und an Wurzelkanälen extrahierter menschlicher Zähne kam es bei der Handaufbereitung mit K-Flexofile und bei dem K3endo-System und dem TCM 3000 mit ProFile jeweils zu einem Feilenbruch. Mit dem Endo-Stepper wurde nur bei der Aufbereitung extrahierter Zähne ein Feilenbruch beobachtet.

Eine Feilendeformation zeigte sich bei der Handaufbereitung an extrahierten Wurzeln in einem Fall (10%). Bei den Nickel-Titan Feilen wurden Feilendeformationen nur während der Aufbereitung am simulierten Kanal beobachtet. Der TCM 3000 mit ProFile zeigte in 50%, der K3endo in 33% der Fälle eine Deformation der Feile. Die Aufbereitung mit dem Endo-Stepper führte zu keiner Feilendeformation.

Die Ergebnisse dieser Studie lassen den Schluß zu, daß der Endo-Stepper mit ProFile im Bezug auf die Häufigkeit des Vorkommens von Präparationsfehlern und Feilendeformationen bzw. Feilenbrüchen den übrigen hier untersuchten Aufbereitungsarten überlegen ist.

6.6 Veränderung der Kanalform

Die hier vorliegende Untersuchung ergibt bei allen verwendeten Systemen teilweise unbearbeitete Abschnitte vor allem in der apikalen Region der Wurzelkanäle. Bezüglich der Formveränderung des gekrümmten Kanals infolge der Aufbereitung zeigten sich die typischen, auch von anderen Autoren beschriebenen Merkmale, indem im apikalen

Abschnitt vorzugsweise auf der Kanalaußenseite, im mittleren Drittel auf der Innenseite Material abgetragen wurde (Schäfer et al., 1993, 1994a, 1994b; Szep, 1998a, 2001; Thompson und Dummer 1997). Dies führte teilweise zu einer bauchförmigen Veränderung an der Kanalaußenseite und einer Begradigung auf der Innenseite des Kanals.

Szep et al. (2001) beobachteten in einer vergleichenden Untersuchung verschiedener Nickel-Titan Feilen und Stahlfeilen 2mm vor dem Apex bei allen verwendeten Instrumenten einen erhöhten Materialabtrag an der äußeren Krümmung. Die Autoren beschrieben eine gleichmäßigere Erweiterung des Kanals im mittleren Drittel bei der Verwendung von Nickel-Titan Feilen.

Schäfer und Florek (2003) verglichen das K3endo-System mit K-Flexofile am gekrümmten Kanal. In den ersten fünf Millimetern des apikalen Kanalabschnitts wurde signifikant ($p > 0,001$) mehr Material an der Außenseite entfernt. Insgesamt kamen die Autoren zu dem Ergebnis, dass das K3endo-System eine vergleichsweise besser zentrierte Aufbereitung des Wurzelkanals ergab. Diese Ergebnisse werden durch die vorliegende Studie bestätigt.

Ein insgesamt schlechtes Ergebnis erreichten Lloyd et al. (1997) mit dem Endolift M4 und Safety Hedström Feilen. Die Autoren beobachteten "Uhrglas"-Präparationen in den meisten Fällen der am simulierten Kanal erfolgten Untersuchungen.

Gute Ergebnisse für ProFile.04 und .06 beschreiben Kavannagh und Lumley (1998) und Bryant (1999). Hansoo (2001) beschreibt ebenfalls eine Überlegenheit der ProFile Instrumente mit .04 und .06 Konizität im Vergleich mit K-Flexofeilen bezüglich der Formgebung.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die besten Ergebnisse bezüglich der Beibehaltung des ursprünglichen Kanalverlaufs mit dem K3endo-System erreicht. Dem gegenüber zeigte die Aufbereitung mit dem Endolift M4 und Safety Hedström Files eine deutliche Verlagerung der ursprünglichen Kanalform vor allem im mittleren Drittel. Die Handaufbereitung mit K-Flexofeilen zeigte ebenfalls eine Verlagerung der ursprünglichen Kanalform, erreichte aber insgesamt noch zufrieden stellende Ergebnisse. Die festgestellten Defizite der Handaufbereitung, wie die mangelhafte Formgebung, Kanalblockierungen und teilweise unbearbeitete Wandbezirke, sowie die Tatsache, dass durch die Benutzung permanent rotierender Nickel-Titan Systeme gute Aufbereitungsergebnisse erreicht werden, bestätigen die Meinungen anderer Autoren (Weine et al., 1975; Briseño, 1992; Hülsmann und Stryga, 1993; Schäfer et al., 1995;

Szep et al., 1995; Tepel et al., 1995b; Al-Omari et al., 1995; Schäfer, 1996; Short et al., 1996; Gambill et al., 1996; Szep et al., 2001; Schäfer und Florek, 2003).

6.7 Drehmomentbegrenzte Rotation

In der Studie von Tepel (2000) wurde die drehmomentbegrenzte Rotation hinsichtlich ihrer Eignung als maschinelle Aufbereitungsmethode untersucht. Der Autor kam zu dem Ergebnis, dass unter dem Aspekt der Anwendbarkeit die drehmomentbegrenzte Rotation von besonderer Relevanz als zukünftige Perspektive für die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung erscheint.

Zu ähnlichen Ergebnissen kommen Schäfer und Zapke (2000). Sie stellten fest, dass auch unter wirtschaftlichen Aspekten der maschinelle Einsatz von Edelstahlinstrumenten jenem der Nickel-Titan Feilen vorzuziehen ist. Lediglich bei stärker ausgeprägten Krümmungen (über 30°) empfehlen die Autoren den Einsatz von permanent rotierenden Nickel-Titan Feilen, betonen aber, dass eine ausreichende Übungsphase, eine äußerst vorsichtige Arbeitsweise (druckloses Arbeiten, exakte Einhaltung der empfohlenen Umdrehungsgeschwindigkeit) und eine spezielle Aufbereitungstechnik ("Crown-Down" Technik unter Einbeziehung von Instrumenten mit unterschiedlicher Konizität) erforderlich ist.

6.8 Stellungnahme der DGZ/DGZMK

Der Vollständigkeit halber soll hier die gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) erwähnt werden. In einem 2005 erschienenen Bericht heißt es: "Auf der Basis der gegenwärtig vorliegenden Erkenntnisse und klinischen Erfahrungen lässt sich eine Empfehlung zum generellen Einsatz maschineller Systeme für die Wurzelkanalaufbereitung nicht abgeben. Bislang scheint keines der auf dem Markt erhältlichen Systeme in der Lage zu sein, alle Anforderungen in Bezug auf Reinigungswirkung, Formgebung und Arbeitssicherheit gleichermaßen ausreichend zu erfüllen. Dies gilt allerdings ebenso für die Techniken der manuellen Aufbereitung." (Hülsmann und Heidemann, 2005)

7. Besprechung der einzelnen Systeme

Prüfgruppe A/V

K3endo System (Feilen und Antriebsmotor)

Durch die progressive Schneide der Feilen gelang die Aufbereitung mit dem K3endo-System am schnellsten. Der variable Gewinde-Steigungswinkel verhindert zuverlässig das Einschrauben des Instruments in den Kanal. Als Vorteil gegenüber den ProFile wurde die Tiefenmarkierung am Instrumentenschaft bewertet. Basierend auf den hier vorliegenden Ergebnissen wird die Feile durch die Führungsflächen (radial land) sehr gut im Kanal zentriert. Die offensichtlich mangelhafte Standardisierung der Instrumente im Herstellungsverfahren führte zu einer Verklemmung einiger Feilen im Haltemechanismus. Die Instrumente mußten mit Gewalt entfernt werden. Um die Drehmomentbegrenzung zu ändern muß der entsprechende Knopf 5 Sekunden gedrückt werden, bevor in das gewünschte Menü geschaltet wird. Dies erwies sich als störend, zumal während der Aufbereitung mit der "Crown-Down" Technik hauptsächlich das Drehmoment geändert wird. Die zur Anfangserweiterung benötigten Feilen des K3endo-Systems sind bei der Aufbereitung eines kurzen gebogenen Kanals mit Vorsicht anzuwenden. Durch die sehr große Konizität von 12% ist die Elastizität nur in der Spitze des Instruments vorhanden. Wird die Feile über eine Krümmung hinaus in den Kanal geführt, so besteht die Gefahr eines Feilenbruchs. Das gute Aufbereitungsergebnis einerseits und die mangelnde Arbeitssicherheit andererseits ergibt eine Empfehlung des K3endo-System zur Anwendung nach vorheriger Einarbeitung an Übungszähnen.

Prüfgruppe B/W

TC-Motor 3000 mit den Nickel-Titan Feilen **ProFile**

Wegen des hohen Drehmoments und der vibrationsfreien Arbeitsweise wurde dieser Motor vom Hersteller der hier untersuchten ProFiles anfangs empfohlen. Vor allem am simulierten Kanal im Kunststoffblock führte diese Kombination wegen des konstanten Gewinde-Steigungswinkels der ProFile zu unkontrolliertem Einschrauben der Feile über den Apex hinaus. Dies zwingt den Behandler zu größter Vorsicht. Blockierte Instrumente ließen sich häufig nur durch die "Reverse"-Funktion aus dem Kanal

entfernen. Feilendeformationen sind am simulierten Kanal im Kunststoffblock häufig beobachtet worden.

Prüfgruppe C/X

Endo-Stepper mit den Nickel-Titan Feilen ProFile

Der Endo-Stepper überzeugt durch seine Laufruhe. Die Rüttelfunktion ("Endo-Twisting[®]") hat sich als hilfreich bei der Entfernung verklemmter Instrumente erwiesen. Als nachteilig wurden die Größe des Motors und die fehlende Halterung für das Winkelstück bewertet. Die Kombination mit ProFile Instrumenten stellte sich bei der Aufbereitung simulierter Kanäle im Kunststoffblock als unvorteilhaft heraus. Wegen der breiten Führungsfäche und der stumpfen Schneidekante der Feilen resultiert ein hoher Widerstand. Zu frühes Anhalten des Motors bei kleinen ISO-Größen war die Folge. Es mußte eine höhere Einstellung des Drehmoments gewählt werden, um überhaupt Materialabtrag zu erreichen. Der Vorteil des begrenzten Drehmoments wurde dadurch aufgehoben. Durch häufiges Anspringen der Drehmomentbegrenzung wurde der Motor bei der Anwendung am simulierten Kanal im Kunststoffblock häufig überhitzt und musste ausgewechselt werden.

Bei der in der permanent rotierenden maschinellen Wurzelkanalaufbereitung gängigen "Crown-Down" Technik wird von hohen ISO-Größen hin zu den kleineren gearbeitet. Das Menü für die Drehmenteinstellung nach ISO-Größe ist hier unglücklich strukturiert, da für das nächste Instrument durch die komplette Feilenliste gescrollt werden muß bevor man die gewünschte ISO-Größe einstellen kann.

Die Aufbereitung der Wurzeln extrahierter Zähne erwies sich als problemlos. Der Endo-Stepper überzeugte mit guter Handhabung und guter Arbeitssicherheit.

Prüfgruppe D/Y

Endo-Lift Safety-Handpiece M4 Winkelstück mit Safety Hedström Files

Der Endolift M4 wird auch Safety-Winkelstück genannt und kann wie jedes normale Winkelstück direkt an die Einheit angeschlossen werden. Die Umdrehungsgeschwindigkeit kann bis zu 20.000 U/min variabel eingestellt werden. In diesem Fall wird durch die Übersetzung von 1:4 die Geschwindigkeit auf 5.000 U/min reduziert. Der Endolift M4 kann mit jeder handelsüblichen Standard-Handfeile benutzt werden, was ihn für den Einstieg in die maschinell unterstützte

Wurzelkanalaufbereitung, im Hinblick auf die Kosten, interessant macht. In einem Bericht von Klein (1999) wird der Endolift M4 als Handstück für Stahlfeilen empfohlen. Im Gegensatz zu dem Vorgängermodell Endolift hat die Weiterentwicklung Endolift M4 keine Hubbewegung. Störende Vibrationen vermindern allerdings die Taktilität des Behandlers.

Nachteile zeigten sich vor allem in Kombination mit den Safety Hedström Files. Durch die vom Behandler auszuführende Hubbewegung während der Aufbereitung kam es in einigen Fällen vor, dass sich die Safety Hedström Feile verklemmte und aus der Halterung am Winkelstück sprang. Bei der Anwendung am Patienten ist in diesem Moment die Gefahr der Aspiration des Instruments gegeben, wenn kein Kofferdam gelegt wurde. Ein weiterer Nachteil bei der Anwendung von Safety Hedström Files ergibt sich durch das zeitaufwendige Vorbiegen und die exakte Positionierung der Instrumente in das Zentrum der alternierenden Bewegung. Die Einführung einer derart gebogenen Feile z. B. in den mesialen Kanal eines Molaren erweist sich als relativ umständlich. Mit der auf einer Seite der Feile abgeflachten Schneiden soll besonders in gekrümmten Kanälen die innere Krümmung geschont werden. Durch den großen Arbeitswinkel von 60° ist in der vorliegenden Studie der erhoffte Vorteil der Safety Hedström Files allerdings nicht zu erkennen. Wegen des erheblichen Materialabtrags im Verlauf der Krümmung und wegen des hohen Zeitaufwands konnte der Endolift M4 mit Safety Hedström Files nicht überzeugen. Da sich diese Feilen in der Praxis nicht durchsetzen konnten sind sie inzwischen vom Markt genommen worden.

Prüfgruppe E/Z

Manuelle Aufbereitung mit Edelstahlfeilen K-Flex-Files

Die Vorteile der Aufbereitung mit der Hand ("Ballanced-Force") sind vor allem in der Kontrolle der ausgeübten Kräfte zu sehen. Der Taktilitätsvorteil zeigt sich in dieser Studie durch die sehr gute Arbeitssicherheit. Das nicht nötige Arretieren der Feile in einem Winkelstück beschleunigt die Aufbereitung. Ebenso wird durch die höhere Schneidleistung gegenüber Nickel-Titan-Feilen die Arbeitszeit am Patienten verkürzt. Die Aufbereitung gerader, gut zugänglicher Wurzelkanäle gelingt mit klassischen Stahlfeilen oftmals besser und schneller als mit maschinell betriebenen Nickel-Titan-Feilen. Im gebogenen Kanal resultiert durch die geringere Flexibilität und höhere Schneidleistung allerdings erhöhter Materialabtrag im Bereich der Krümmung.

8. Schlußfolgerung

Unabhängig von den eingesetzten Wurzelkanalinstrumenten und Systemen wurde sowohl an der Kanalinnen- als auch an der Kanalaußenseite unterschiedlich viel Material abgetragen. Die besten Ergebnisse bezüglich der Beibehaltung des ursprünglichen Kanalverlaufs wurden in beiden Versuchsreihen (simulierte Kanäle im Kunststoffblock und insbesondere der Wurzelkanäle extrahierter menschlicher Zähne) mit dem K3endo-System erreicht. Insgesamt wurden mit den Nickel-Titan-Feilen in Kombination mit drehmomentbegrenzten Antrieben bessere Aufbereitungsergebnisse beobachtet als mit den hier benutzten Stahlfeilen. Bezüglich des Auftretens von Präparationsfehlern und Feilenbrüchen überzeugte der Endo-Stepper in der vorliegenden Studie. Sowohl das k3endo-System als auch der Endo-Stepper in Kombination mit Nickel-Titan Feilen können für die Anwendung in der Praxis empfohlen werden. In jedem Fall ist eine Übungsphase vor der Anwendung am Patienten nötig.

9. Literatur- und Quellenverzeichnis

1. Abott P. 1990. Medicaments: Aids to success in endodontics. A review of literature. Dent J, 35:438.
2. Abou-Rass M, Jastrab RJ. 1982. The use of rotary instruments as auxiliary aids to root canal preparation of molars. J Endod, 8:78-82.
3. Ahmad M. 1989. The validity of using simulated root canals as models for ultrasonic instrumentation. J Endodont, 15:544-547.
4. Al-Omari M, Bryant S, Dummer P M 1997. Comparison of two stainless steel files to shape simulated root canals. Int Endod J, 30:35-45.
5. Barkow F, Lutz F. 1996. The Lightspeed canal preparation technique evaluated by swiss clinicians. J Endod, 22:193.
6. Barthel C R, Gruber S, Roulet JF. 1998. A new model to determine root canal instrumentation. J Endod, 24:46-50.
7. Barthel CR, Gruber S, Roulet JF. 1999. Aufbereitung von Wurzelkanälen mit drei verschiedenen Aufbereitungssystemen in vitro. Dtsch Zahnärztl Z, 54:474-478.
8. Baumann-Giedziella U A, Raab W. 1998. REM Untersuchung zur Wurzelkanalaufbereitung mit vier verschiedenen rotierenden NiTi-Instrumenten [Abstract]. Bremen: 12 Jahrestagung der Dtsch. Gesellschaft für Zahnerhaltung.
9. Beer R, Baumann M A. 1994. Praktische Endodontie. München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg.
10. Beer R, Baumann M A. 1997. Endodontie. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 47-95.
11. Bellizzi R, Cruise WP. 1963. A historic review of Endodontics, 1689-1963, Part III. J. Endodont, 6:576-580.
12. Binder R. 1958. Die maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanals. Zahnärztl Welt, 59;:07-411.
13. Bishop K, Dummer PMH. 1997. A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTiFlex files during the shaping of simulated canals. Int Endod J, 30:25-34.
14. Brauner A, Hassan A, Lampert F. 1997. Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle mit Wurzelkanalinstrumenten aus Nickel-Titan-Legierung. Zahnärztl Welt/Reform, 106:433-439.

15. Briseño B. 1992. Einfluss verschiedener Wurzelkanalinstrumente bzw. Aufbereitungsmethoden auf die Präparation gekrümmter Wurzelkanäle. *Endodontie*, 1:279-290.
16. Briseño B, Marroquin B, Sobarzo-Navarro V, Devens S. 1993. The influence of different engine-driven, sound ultrasound systems and the Canal Master on root canal preparation: an in vitro study. *Int Endod J*, 26:190-197.
17. Briseño B. 1996. An anti-Zipping Preparation System (Method and Instrument) for curved root canals: A Preliminary Report. *J Endod*, 22:85-89.
18. Bryant ST, Thompson SA, Al-Omari MAO. 1998. Shaping ability of ProFile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. I. *Int Endod J*, 31:275-281.
19. Bryant S T, Dummer PMH, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. 1999. Shaping ability of 4% and 6% taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J*, 32:155-164.
20. Campos JM, Del Rio C. 1990. Comparison of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. *J Endod*, 16:230-234.
21. Carr CR, Austin BP, Walia HD, Zakariasen KL. 1996. Comparison of two instrumentation techniques to prepare simulated curved canals. *J Endodont*, 22:194 (AAE-abstract PR 24).
22. Clem WH. 1969. Endodontics: The adolescent patient. *Dent Clin North Am*, 13:483-493.
23. Coleman CL, Svec TA. 1997. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endod*, 23:232-235.
24. Di Andreth M, Ellis RA, Fagundes D. 1995. The effectiveness of hand and rotary files to maintain canal curvature: a comparison. *J Endod*, 21:236.
25. Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. 2000 Effect of rotational speed on breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod*, 26(2):68-71.
26. Diez G. 1983. Abriss der Entwicklung der Endodontie. *Colloq med dent*, 27:780-784.
27. Dummer PM, Alodeh MH, Doller R. 1989 Shaping of simulated root canals in resin blocks using files activated by a sonic handpiece. *Int Endod J*, 22:211-225.
28. Esposito PT, Cunningham CJ. 1995. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod*, 21:173-174.

29. Fabiani C, Pisacane C, Boschi M, Franco V. 1998. Nickel-Titanium vs. stainless steel: comparison of four instrumentation techniques on canal transportation [Abstract]. J Endod, 24:277.
30. Fischer G. 1907. Über die feinere Anatomie der Wurzelkanäle menschlicher Zähne. Dtsch Monatsschr Zahnheilk, 25:544.
31. Gambarini G. 2000. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. Endod Dent Traumatol, 16(3):95-100.
32. Gambarini G. 2001. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. J Endod, 27(12):772-774.
33. Gambill JM, Adler M, del Rio CE. 1996. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computered tomography. J Endod, 22:369-375.
34. Gaskell PHF. 1981. The Giromatic washed- field endodontic technique. Dental Update, 8:315-325.
35. Gausch K. 1965. Über die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung mit dem Giromatic-Kontrawinkelstück. Österr Z Stomat, 62:495-501.
36. Glosson CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE. 1995. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine driven, and K-Flex endodontic hand instruments. J Endod, 21:146-151.
37. Goldmann M, Sakurei-Fuse E, Kronmann J, Tenca JI. 1987. An in vito study of the pathfinding ability of a new automated handpiece. J Endod, 13:429-433.
38. Goldmann M, Sakurei-Fuse E, Turco J, White RR. 1989. A silicon model method to compare three methods of preparing the root canal. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 68:457-461.
39. Guldener PHA, Langeland K, Rocke H. 1993. Aufbereitung und desinfektion des Wurzelkanals. In: Guldener PHA, Langeland K, Hrsg. Endodontologie. dritte. Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag.
40. Haller RH, Glosson CR, Dove SB, del Rio CE. 1994. Nickel-titanium hand and engine-driven root canal preparations: a comparison study. J Endod, 20:209.
41. Hansoo P. 2001. A comparison of greater taper files, ProFiles and stainless steel files to shape curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 91:715-718.

42. Harty FJ, Stock CJR. 1974. The Giromatic system compared with hand instrumentation in endodontics. Br Dent J, 137:239-244.
43. Heidemann D. 2001. Endodontie. München, Jena: Urban&Fischer Verlag.
44. Herrmann HW. 1998. Aufbereitung gekrümmter Wurzeln. Endodontie, 1:41-54.
45. Hilt BR, Cunningham CJ, Shen C, Ritchards N. 2000. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilisations. J Endod, 26(2):76-80.
46. Himel VT, Ahmed K. 1993. Instrumentation effects of endodontic files on canal shape and apical foramen. J Endod, 19:208.
47. Hornberger BE, Wang MM, Svec TA. 1996. A comparative assessment of four root canal preparation techniques. J Endod, 22:194.
48. Hoppe W, Heinsen JP. 1983. Schärfe-Grenzwerte von Wurzelkanalbohrern und ihre Bedeutung für die Wurzelkanalaufbereitung. Dtsch Zahnärztl Z, 38:209-213.
49. Hülsmann M, Bertzbach F. 1989. Die Aufbereitung gekrümmter Kanäle mit Handinstrumenten und maschinellen Aufbereitungshilfen. Dtsch Zahnärztl Z, 44:448-451.
50. Hülsmann M. 1990a. Die Entfernung frakturierter Wurzelkanalinstrumente mit Hilfe des Canal-Finder-Systems. Dtsch Zahnärztl Z, 45:229-232.
51. Hülsmann M. 1990b. The removal of silver cones and fractured instruments using the Canal-Finder-System. J Endod, 16:596-600 .
52. Hülsmann M. 1990c. The retrieval of silver cones using different techniques. Int Endod J, 23:298-303.
53. Hülsmann M, Stryga F. 1993. Comparison of root canal preparation using different automated devices and Hand instrumentation. J Endodont, 19:141-145.
54. Hülsmann M. 1993. Die maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanals. In: Hülsmann M, Hrsg. Endodontie. Akademie Praxis und Wissenschaft. München: Hanser Verlag, 63-96.
55. Hülsmann M. 1993c. Methodes for removing metal obstructions from the root canal. Endod Dent Traumatol, 9:223-237.
56. Hülsmann M. 2000. Entwicklung einer Methodik zur standardisierten Überprüfung verschiedener Aufbereitungsparameter und vergleichende In-vitro Untersuchung unterschiedlicher Systeme zur maschinellen

Wurzelkanalaufbereitung [Habilitation]. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.

57. Hülsmann M, Heidemann D. 2005. Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung. ZM, 95(16):50-54.
58. Ianno NR, Weine FS. 1989. Canal preparation using two mechanical handpieces: Distortions, ledging, and potential solutions. Compend Contin Educ Dent, 10:100-105.
59. Ingle JI. 1961. A standardized endodontic technique using newly designed Instruments and filling materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 14:83.
60. Kavannagh D, Lumley PJ. 1998. An in vitro evaluation of canal preparation using ProFile.04 and .06 taper instruments. Endod Dent Traumatol, 15:16-20.
61. Kerekes K, Tronstad L. 1979. Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. J Endod, 5:83-90.
62. Kettler W. 1984. Endodontie - Ein Leitfaden für Studierende und Praxis. Heidelberg: A. Hütig Verlag.
63. Kipshagen E. 1984. Die Wurzelkanalwand nach Aufbereitung mit verschiedenen Instrumenten. Dtsch Zahnärztl Z, 39:287-290.
64. Klayman SM, Brilliant JA. 1975. A comparison of the efficacy of serial preparation versus Giromatic preparation. J Endod, 1:334-337.
65. Klein P. 1999. Best of both worlds: Stainless steel and nickel-titanium. Dentistry today, 7:66-69.
66. Koçkapan C. 1995. Die Bedeutung der Schmierschicht bei der Wurzelkanalbehandlung - eine Übersicht. Endodontie, 1:33-48.
67. Koçkapan C. 1995 Die Bedeutung der Schmierschicht bei der Wurzelkanalbehandlung - Eine Übersicht. Endodontie, 4:33-48.
68. Krämer N, Flessa HP, Petschelt A. 1993. Menge des apikal überstopften Materials bei schrittweiser Wurzelkanalaufbereitung. Dtsch Zahnärztl Z, 48:716-719.
69. Kreter FW, Pantke H. 1979. Einführung in die Zahnheilkunde mit Grenzinformationen. Berlin: Quintessenz Verlag
70. Lam TV, Lewis DJ, Macfarlane RH, Clarkson RM, Whitehead MG, Brockhurst PJ, Muole AJ. 1999. Changes in root canal morphology in simulated curved canals over-instrumented with a variety of stainless steel and nickel titanium files. Aust Dent, 44:12-19.

71. Lange G. 1961. Maschinelle lineare Wurzelkanalerweiterung. Zahnärztl Welt, 62:275-277.
72. Levy G. 1984. "Canal Finder". Une nouvelle technique mecanisee de la procedure endodontique. Inf Dent, 66:3493-3505.
73. Lim KC, Webber J. 1985. The effect of root canal preparation on the shape of the curved root canal. Int Endod J, 18:233-239.
74. Lim KC, Webber J. 1985. The Validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape. Int Endod J, 18:240-246.
75. Lloyd A, Jaunberzins A, Dhopatkar A, Bryant S, Dummer PM. 1997. Shaping ability of the M4 handpiece and Safety Hedstrom Files in simulated root canals. Int Endod J, 30:16-24.
76. Luiten DJ, Morgan LA, Baumgartner HC, Marshall JG. 1995. A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. J Endodont, 21:26-32.
77. Martin, H. 1976. Ultrasonic disinfection of the root canal. Oral Surg, 42:92.
78. Martin, H, Cunningham, WT. 1985. Endosonics - the ultrasonic synergistic system of Endodontics. Endod Dent Traumatol, 1:201.
79. Mayer A. 1949. Die Technik der Exstirpation und der Kanalaufbereitung. Dtsch Zahnärztl Z, 4:1424-1432.
80. Mayer A. 1955. Zur Behandlung der Pulpitis. Dtsch Zahnärztl Z, 10:767-772.
81. Meyer W. 1955. Die Anatomie der Wurzelkanäle, dargestellt an mikroskopischen Rekonstruktionsmodellen. Dtsch Zahnärztl Z, 25:1064-1077.
82. Miserendino LJ, Miserendino CA, Moser JB, Heuer MA, Osetek EM. 1988. Cutting efficiency of endodontic instruments. Part III: Comparison of sonic and ultrasonic instrument systems. J Endodont, 14:24-30.
83. Molven O. 1968. Engine and hand-operated root canal exploration. Odontol Tidskr, 76:61-70.
84. Morrison SW, Newton CW, Brown CE. 1989. The effects of steam sterilization and usage and cutting efficiency of endodontic instruments. Journal of Endodontics, 15:427-431.
85. Mühlreiter E. 1870. Anatomie des menschlichen Gebisses. Leipzig: Felix Verlag.
86. Oswald RJ, Friedmann CE. 1980. Periapical response to dentin fillings. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 49:344-355.

87. Petersson K, Hasselgren G, Petersson A, Tronstas L. 1982 Clinical experience with the use of dentin chips in pulpectomies. *Int Endod J*, 15:161-167.
88. Petschelt A. 1989. Endodontie: Maschinell - manuell? Die Aufbereitung und spülung des Wurzelkanals. *Dtsch Zahnärztl Z*, 44:407-413.
89. Pichler H. 1930. Die quantitative Seite des Problems der Wurzelkanalbehandlung. *Z. Stomat*, 28:279.
90. Pineda F, Kuttler Y. 1972. Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of 7275 root canals. *Oral Surg*, 33:101.
91. Platzer U, Sedelmeyer J. 1993. Die manuelle Wurzelkanalaufbereitung: Neue Instrumente – neue Techniken? In: DGZMK Hrsg. Akademie Praxis und Wissenschaft in der Endodontie. Neue Erkenntnisse aus Praxis und Wissenschaft. München: Hanser Verlag.
92. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. 1995. Cyclic fatigue in Lightspeed rotary instruments. *J Endod*, 21:220.
93. Ram Z. 1977. Effectiveness of root canal irrigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 44:306-312.
94. Rapisarda E, Tripi T, Bonaccorso A. 1998. Scanning electron microscopy study of the deterioration of ProFile.04 and .06. *Minerva Stomatol*, 47:587-603.
95. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG. 1985. The "Balanced Force" concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*, 11:203-211.
96. Rowan MB, Nicholls JI, Steiner J. 1996. Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files. *J Endod*, 22:341-345.
97. Röllinger J, Fritz U, Eifinger FF. 1990. Vergleichende REM-Untersuchung nach Wurzelkanalaufbereitung mit den Intraendoköpfen 3-LDSY und 3-LD. *Dtsch Zahnärztl Z*, 45:748-750.
98. Sargenti A. 1979. La preparation mecanique du canal. *Schweiz Mschr Zahnheilk*, 89:884-886.
99. Schäfer E, Tepel J. 1993. Formveränderungen gekrümmter Wurzelkanäle nach standardisierter Aufbereitung. *Dtsch Zahnärztl Z*, 48:653-658.
100. Schäfer E, Tepel J, Hoppe W. 1994. Wurzelkanalinstrumente aus Nickel-Titan-Legierungen zur Wurzelkanalaufbereitung. *Zahnärztl Welt*, 103:90-96.
101. Schäfer E, Tepel J, Hoppe W. 1994. Vergleichende Untersuchung von Wurzelkanalinstrumenten aus herkömmlichen Stahl und Nickel-Titan-Legierungen. *Endodontie*, 3:185-197.

102. Schäfer E, Tepel J, Hoppe W. 1995. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2: Instrumentation of curved canals. J Endodont, 21:493-497.
103. Schäfer E. 1995. Das Instrumentarium zur manuellen Wurzelkanalaufbereitung. TEIL 1: Wurzelkanalinstrumente aus Edelstahl. Endodontie, 4:205-221.
104. Schäfer E. 1996. Effects of four instrumentation techniques on curved canals: a comparison study. J Endodont, 22:685-689.
105. Schäfer E, Fritzenschaft B. 1999. Vergleichende Untersuchung zweier permanent rotierender Wurzelkanalaufbereitungssysteme auf Nickel-Titan-Basis. Endodontie, 3:213-226.
106. Schäfer E, Zapke K. 1999. Vergleichende rasterelektronen-mikroskopische Untersuchung manuell und maschinell aufbereiteter Wurzelkanäle. Dtsch Zahnärztl Z, 54:551-558.
107. Schäfer E, Zapke K. 2000. Effizienz maschineller Wurzelkanalaufbereitungssysteme im Vergleich zur manuellen Aufbereitung. Quintessenz, 51(2):115-124.
108. Schäfer E, Schlingemann R. 2003. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand k-Flexofile / Part 2. Int Endod J, 36:208-217.
109. Schäfer E, Florek H. 2003. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand k-Flexofile / Part 1. Int Endod J, 36:199-207.
110. Schiele KH. 2001. Modern und praxisnah. Dental Zeitung, 4:58-62.
111. Schilder H. 1974. Cleaning and shaping of root canals. Dent clin N Amer, 18:269-296.
112. Schmalz G. 1990. Die Wurzelkanalbehandlung – Klinische Erfolge. Dtsch Zahnärztl Z, 45:251-256.
113. Schneider SW. 1971. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 32:271-275.
114. Schultz K. 2001. Vergleichende Untersuchungen zur manuellen und maschinellen Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle [Dissertation]. Jena:Friedrich-Schiller Universität.
115. Sedell AN. 1989. Evaluation of Canal Finder System for root canal Instrumentation. J NJ Dent Assoc, 60:23-25.

116. Shankar P, Parameswaran A, Lakshminarayanan L. 1993. Apical third instrumentation of curved root canals with K-type and Canal Master instruments. J Endodont, 19:224-227.
117. Shoha SD, Glickman GN. 1996. Evaluation of rotary NiTi systems and conventional filling: Degree of apical extrusion. J Endod, 22:194.
118. Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. 1996. A comparison of four instrumentation techniques. J Endod, 22:194.
119. Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. 1997. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. J Endod, 23:503-507.
120. Silvaggio J, Hicks ML. 1997. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. Journal of Endodontics, 23:731-734.
121. Spyroupolus S, Eldeeb ME, Meßer HH. 1987. The effect of Giromatic files on the preparation shape of severely curved canals. Int Endod J, 20:133-142.
122. Stone R, Zuolo M, Walton R. 1995. Apical transportation: steel vs. NiTi hand vs. NiTi rotary [Abstract]. J Endod, 21:216.
123. Strübig W. 1989. Geschichte der Zahnheilkunde. Köln: Dtsch Ärzteverlag, 106-124.
124. Sundquist G. 1976. Bacteriologic studies of necrotic dental pulps [Dissertation]. Umea: Umea University.
125. Sundquist G. 1993. Mikrobiologie in der Endodontie und die Bedeutung der Asepsis. In: Endodontie - Neue Erkenntnisse aus der Praxis und Wissenschaft. München: Hanser Verlag
126. Szep S, Gerhardt T, Heidemann D. 1995. Veränderungen des Wurzelkanalverlaufes bei der Anwendung verschiedener flexibler K-Feilen. Dtsch Zahnärztl Z, 50:924-926.
127. Szep S, Haase A, Gerhardt T, Heidemann D. 1998a. Vergleich maschineller Aufbereitungstechniken im stark gekrümmten Wurzelkanal [Abstract]. 122. Jahrestagung der Dtsch. Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde / 12. Jahrestagung der Dtsch. Gesellschaft für Zahnerhaltung vom 15. - 17. Oktober 1998, Bremen, 131
128. Szep S, Gerhardt T, Finnes I, Heidemann D. 1998b. Veränderungen des stark gekrümmten Wurzelkanalverlaufes bei der Anwendung von H- und S-Feilen aus Nickel-Titan. ZWR, 107:265-273.

129. Szep S, Gerhardt T, Leitzbach C, Lüder W, Heidemann D. 2001. Preparation of severely curved simulated root canals using engine-driven rotary and conventional hand instruments. Clin Oral Invest, 5:17-25.
130. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. 1993. Kunststoffe als Modellmaterial in der Endodontie. Dtsch Zahnärztl Z, 48:736-738.
131. Tepel J. 1994. Frakturanfälligkeit von Wurzelkanalinstrumenten. Dtsch Zahnärztl Z, 49:837-840.
132. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. 1995. Root canal instruments for manual use: cutting efficiency and instrumentation of curved canals. Int Endod J, 28(2):68-76.
133. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. 1995. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1: cutting efficiency. J Endodont, 21:418-421.
134. Tepel J. 1995. Biegeverhalten von Wurzelkanalinstrumenten. Dtsch Zahnärztl Z, 50, 146-149.
135. Tepel J. 2000. Experimentelle Untersuchungen über die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung [Habilitation]. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.
136. Tharuni SL, Parameswaran A, Sukumaran VG. 1996. A comparison of canal preparation using the K-file and Lightspeed in resin blocks. J Endod, 22:474-476.
137. Thoden Van Velzen SK, Genet JM, Kersten HW, Moorers WR, Wesselink PR. 1988. Endodontie. Köln: Deutscher Ärzteverlag, 114-157
138. Thompson SA, Dummer MPH 1997. Shaping ability of ProFile.04 taper series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. II. Int Endod J, 30:8-15.
139. Tronstad L. 1978. Tissue reactions following apical plugging of the root canal with dentin chips in monkey teeth subjected to pulpectomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 45:297-304.
140. Tronstad L, Niemczyk S. 1986. Efficacy and safety tests of six automated devices for root canal instrumentation. Endod Dent Traumatol, 2:270-277.
141. Tschamer H. 1961. Möglichkeiten, Grenzen und Problematik der mechanischen Wurzelkanalaufbereitung. Zahnärztl Welt, 62:727-732.

142. Turek T, Langeland K. 1982. A light micriscopic study of the efficacy of the telescopic and the Giromatic preparation of root canals. J Endod, 8:437-443.
143. Waila H, Brantley WA, Gerstein H. 1988. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endod, 14:346-351.
144. Weiger R, John C, Aschenbrenner A, Löst C. 1995. Perikanalärer Dentinabtrag nach standardisierter und stufenförmiger Wurzelkanalaufbereitung in vitro [Abstract]. Berlin: Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung, Vortrag 9.
145. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. 1975. The effect of preparation procedures on original shape and on apical foramen shape. J Endod, 1:262-265.
146. Weine F, Kelly R, Bray K. 1976. Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. J Endodont, 2:298-303.
147. Weisz G. 1985. A clinical study using automated instrumentation in root canal therapy. Int Endod J, 18:203-209.
148. Will S. 1993. Darstellung der Formabweichungen aufbereiteter Wurzelkanäle im Vergleich der Systeme : Canal-Leader, Excalibur und Mecasonic [Dissertation]. Frankfurt: Johann-Wolfgang-Goethe Universität.
149. Winkler R. 1996. Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle. Endodontie, 1:17-27.
150. Wolter R. 1955. Zur Geschichte der Pulpa- und Wurzelkanalbehandlung [Dissertation]. Leipzig: Universität Leipzig.
151. Yamaguchi M, Matsumori M, Ishikawa H, Sakurai T, Nakamura H, Naitoh M, Shiojima M, Kikuchi A. 1988. The use of ultrasonic instruments in the cleansing and enlargement of the root canal. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 65:349-353.
152. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. 1999. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. Int Endod J, 32:115-119.
153. Zakariasen KA, Zakariasen KL, McMinn MM. 1993. Comparison of hand and hand/sonic techniques with an alternative instrumentation system [AAE-Abstract 34]. J Endodont, 19:193.
154. Zakariasen KA, Zakariasen KL. 1994. Comparison of hand, Hand/sonic and hand/mechanical instrumentation methods [IADR-Abstract 911]. J Dent Res 73:215.
155. Zuolo ML, Walton RE. 1997. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. Quintessence Int, 28:397-402.

10. Anhang

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Eike Glockmann für die Überlassung des Themas, für die Anregungen bei der Planung und Durchführung der Versuche, für die Unterstützung bei der Korrektur des Manuskripts und für seine Geduld.

Herrn Dr. R. Vollandt danke ich für die Einführung in die medizinische Statistik.

Frau Kaiser danke ich für die Hilfe bei der Anfertigung der elektronenmikroskopischen Bilder.

Meinem Bruder Goran Crnic für die Hilfe bei der Darstellung und Formatierung dieser Arbeit

Bei den Firmen S.E.T., Olching, Deutschland, Novag, Goldach, Schweiz, Kerr, Karlsruhe, Deutschland, W&H, Bürmoos, Österreich und Maillefer Dentsply, Ballagues, Schweiz möchte ich mich für die materielle Unterstützung bedanken

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Slaven Crnic
Anschrift	Krefelder Straße 77 50670 Köln
geboren am	13.12.1971 in Frankfurt a/M

Schulausbildung

1978-1992	Grundschule Frankfurt a/M, Grundschule / Gymnasium Bad Neuenahr, Gymnasium Bad Godesberg mit Abschluss Abitur
-----------	---

Studium

10/1992-03/1993	Besuch der Universität Bielefeld im Fach Chemie und Physik
10/1994-01/2000	Besuch der Friedrich Schiller Universität mit Approbation im Fach Zahnmedizin in Jena
01/2000	Staatsexamen Zahnmedizin

Tätigkeiten

10/2000-05/2001	Einstellung als Zahnarzt in der Deutsch-Schweizerischen Privatklinik für Zahnmedizin und plastische Chirurgie in Lörrach
09.2001-08.2003	Einstellung als Assistenz Zahnarzt in der Poliklinik für konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie der Friedrich-Schiller Universität in Jena (Direktor: Prof. E.Glockmann)
05.2004-09.2004	Einstellung als Assistenz Zahnarzt in der Praxisgemeinschaft am Hansaring in Köln

seit 10.2004

Tätigkeit in eigener Niederlassung in der Praxisgemeinschaft am
Hansaring in Köln

seit 1987

OP-Assistenz in verschiedenen Kliniken und in der väterlichen
Praxis (Plastische und Schönheitschirurgie)

Köln, den 28.11,2005

Unterschrift

Ehrenwörtliche Erklärung

hiermit erkläre ich, dass

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:
 - - Prof. Dr. Eike Glockmann
 - Dr. E. Vollandt
 - Frau Kaiser
 - Goran Crnic
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde,
- Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen
- und ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Köln, am 28.11.2005

Slaven Crnic